

**Mesures électrophysiologiques : indicateurs  
d'exposition aux microblessures anatomiques à risque  
de troubles musculo-squelettiques**

Mémoire

**Maîtrise en sciences cliniques et biomédicales de l'Université Laval  
offerte en extension à l'Université du Québec à Chicoutimi**

**Ulrich YOUTA MOMENE**

**Sous la direction de :**

Suzy Ngomo, Ph. D., directrice de recherche

Martin Otis, Ph. D., codirecteur de recherche

Maître ès sciences (M. Sc.)

Département des sciences de la santé

Université du Québec à Chicoutimi

Chicoutimi, Canada

Faculté de médecine

Université Laval Québec, Canada

© Ulrich YOUTA MOMENE, 2018



## Résumé

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) réfèrent à un ensemble de symptômes du système musculo-squelettique comme la douleur, la faiblesse musculaire, les gestes inappropriés, etc. Les TMS dans nos travaux de recherche, sont liés au travail et sont attribuables, entre autres, à des mouvements répétitifs ou à des cadences élevées, aux postures contraignantes ou prolongées, exposant les tissus anatomiques à une sur-sollicitation mécanique. Les TMS sont fréquemment observés chez les travailleurs manuels selon les rangs de « Prévention index ». Toutefois, sur un poste similaire, le rationnel du développement d'un TMS chez une personne et l'absence de TMS chez une autre personne demeure incertain. L'objectif du présent travail est d'identifier les paramètres musculaires (mesurables par un EMG) et d'activation cérébrale (mesurables par un EEG) pouvant constituer des déterminants personnels d'exposition aux microblessures musculaires. Notre hypothèse est que la sur-sollicitation tissulaire engendre des microblessures pouvant entraîner des TMS et que certaines personnes sont plus susceptibles aux microblessures, et donc plus à risque de développer un TMS. Pour ce faire, des données physiologiques (EEG, EMG) ont été collectées sur 12 participants jeunes adultes ( $26,83 \pm 4,13$  ans donc 2 femmes) en bonne santé opérants deux tâches simulées en posture debout dans deux situations de mesure : A) avec faible risque d'exposition aux microblessures (tâche servant de référence) et B) avec un risque plus prononcé exposition aux microblessures (tâche d'évaluation). Nous avons calculé la densité spectrale de puissance (DSP) des signaux à partir des signaux normalisés aussi bien pour l'EEG (ERD/ERS exprimé en %) que pour l'EMG (DSP exprimé en  $\mu v^2$ ). Une analyse de variance (ANOVA à mesures répétées) à trois facteurs a été conduite pour déterminer s'il y a des différences au travers des conditions expérimentales. Nos résultats montrent l'existence d'une différence significative au niveau des signaux physiologiques durant l'exécution des deux tâches. En particulier, il y a des déterminants personnels à l'origine de ces différences : une augmentation significative de la désynchronisation (ERD) des ondes bêta sur l'électrode temporale gauche durant la tâche à risque élevé (B) par rapport à la tâche à faible risque (A) de microblessures a été observée. De plus, une baisse non significative de la densité spectrale de puissance (DSP), de l'activité musculaire sur deltoïde droit a été observée dans les mêmes conditions. Ce travail pilote contribue à l'avancement d'une nouvelle approche de caractérisation des indicateurs d'exposition aux microblessures, basée sur les signaux physiologiques.

## Abstract

Musculoskeletal disorders (MSDs) refer to a set of symptoms of the musculoskeletal system such as pain, muscle weakness, inappropriate gestures, etc. The MSDs in this research works are work-related and are attributable, among other things, to repetitive or high-speed movements, to constraining or prolonged postures, exposing anatomical tissues to mechanical overstretching. According to the ranks of "Prevention Index", among the top 20 sub-sectors at risk of MSD, almost all are found among manual workers. However, it is unclear why on a similar workstation, one person develops a TMS while another is free. The goal is to identify muscle parameters (EMG) and brain activation (EEG) that may be personal determinants of muscle micro-injury exposure. Our hypothesis is that tissue overload causes micro-injuries that can result in TMS and that some people are more susceptible to micro-injury; and therefore more at risk of developing a TMS. To do this, physiological data (EEG, EMG) were collected on 12 participants young adults ( $26,83 \pm 4,13$  years, two women) in good health during two simulated tasks in standing posture including operations A) with a low risk of exposure to micro-injuries (reference task) and B) with a greater risk of micro-injury exposure (evaluation task). We calculated the power spectral density (DSP) of the signals from the normalized signals for EEG (ERD / ERS expressed in%) as well as for EMG (DSP expressed in  $\mu v^2$ ) An analysis of variance (ANOVA to repeated measurements) to three factors was conducted to determine the differences across each experimental condition. Our results show the existence of a significant difference in physiological signals during the execution of two tasks. In particular, on the personal determinants at the origin of the differences, we see a significant increase in the desynchronization (ERD) of the beta waves on the left temporal electrode during the task at high-level risk (B) compared to the low-level risk task (A) of micro-injury. In addition, a nonsignificant decrease in power spectral density (DSP), muscle activity on the right deltoid was observed under the same conditions. Although our work is exploratory in nature, it contributes to the advancement of a new approach to characterization of exposure indicators to micro injuries based on physiological signals,

## Table des matières

RÉSUMÉ .....	III
ABSTRACT.....	IV
TABLE DES MATIÈRES .....	V
LISTE DES TABLEAUX .....	VII
LISTE DES FIGURES .....	VIII
LISTE DES ABRÉVIATIONS .....	IX
REMERCIEMENTS .....	X
AVANT-PROPOS.....	XI
INTRODUCTION .....	1
<b>1.1 Contexte et problématique.....</b>	<b>1</b>
1.1.1 Les facteurs de risque des microblessures .....	1
1.1.2 L'impact des troubles musculo-squelettiques.....	2
1.1.3 Cas particulier des TMS chez les coiffeurs.....	2
1.1.4 Objectif directeur du projet .....	5
<b>1.2 Revue des connaissances sur les signaux physiologiques d'intérêt : EEG et EMG.....</b>	<b>5</b>
1.2.1 L'électroencéphalogramme (EEG) .....	6
1.2.2 L'électromyographie.....	9
<b>1.3 En résumé .....</b>	<b>11</b>
<b>CHAPITRE MÉTHODOLOGIE.....</b>	<b>12</b>
<b>2.1 Population.....</b>	<b>12</b>
2.1.1 Critères d'inclusion .....	13
2.1.2 Critères d'exclusion .....	13
<b>2.2. Poste de travail .....</b>	<b>13</b>
2.3. Protocole expérimental.....	16
2.4. Matériel et mesures .....	16
2.4.1 Échelle numérique d'évaluation de la douleur .....	16
2.4.2 Questionnaire <i>Quick Exposure Check</i> d'évaluation de la présence d'un TMS.....	16
2.4.3 Échelle de Borg modifiée d'évaluation du niveau de fatigue perçue.....	16
2.4.4 EMG .....	17
2.4.5 EEG .....	20
2.4.6 Transformée de Fourier rapide.....	22
2.4.7 Estimations des événements liés à l'activation corticale : l'ERD et l'ERS.....	23
<b>2.5 Analyses statistiques .....</b>	<b>24</b>
<b>2.6 En résumé .....</b>	<b>25</b>
<b>CHAPITRE RÉSULTATS.....</b>	<b>26</b>

<b>3.1 Statistiques descriptives</b> .....	<b>26</b>
3.1.1 Perception de la douleur durant les deux tâches .....	26
3.1.3. Statistique descriptif ERD / EEG .....	28
<b>3.2 Résultats des analyses statistiques</b> .....	<b>33</b>
3.2.1 Résultat objectif spécifique 1 .....	33
3.2.2 Résultat de l'objectif spécifique 2 .....	34
 <b>DISCUSSION ET CONCLUSION</b> .....	 <b>35</b>
<b>4.1 Discussion</b> .....	<b>35</b>
<b>4.2 Conclusion</b> .....	<b>36</b>
LIMITES DES TRAVAUX DE RECHERCHE .....	37
PERSPECTIVES .....	37
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	38
ANNEXE 1 : QUESTIONNAIRE DE LATÉRALITÉ MANUELLE D'EDINBURGH .....	43
ANNEXE 2 : MINI MENTAL STATE EXAMINATION (M,M,S,E) .....	44
ANNEXE 3 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT EN LABORATOIRE.....	46
ANNEXE 4 : CHECKLIST LORS DE LA COLLECTE DES DONNÉES. ....	55
ANNEXE 5 : POSTER PRÉSENTÉ À L'ACFAS 2018. CHICOUTIMI, QUÉBEC CANADA DANS LA SECTION NEUROSCIENCE .....	58
ANNEXE 6 : ARTICLE EN COURS DE RÉDACTION .....	59

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1.</b> Ondes cérébrales en fonction de leurs fréquences (Hz) et amplitudes ( $\mu\text{V}$ ).....	8
<b>Tableau 2.</b> Procédure de prise de mesure de référence par contraction maximale isométrique selon les recommandations du projet SENIAM (46). .....	19
<b>Tableau 3.</b> Résumé des statistiques descriptives durant la tâche à faible risque d'exposition aux microblessures .....	31
<b>Tableau 4.</b> Résumé des statistiques descriptives durant la tâche à risque élevé d'exposition aux microblessures. ....	32

## Liste des figures

<b>Figure 1.</b> Disposition des électrodes EEG Emotiv@ sur la tête d'un des participants (36).....	9
<b>Figure 2.</b> Positionnement des électrodes sur les muscles d'intérêt en rouge. ....	10
<b>Figure 3.</b> Poste de coiffure simulé en laboratoire.....	15
<b>Figure 4.</b> A) Exécution de la tâche avec risque élevé d'exposition aux microblessures. ....	15
<b>Figure 5.</b> Chronologie d'acquisition des données durant les tâches.....	16
<b>Figure 6.</b> Illustration de l'ERD et ERS(65). ....	24
<b>Figure 7.</b> Perception de la douleur.....	26
<b>Figure 8.</b> Moyenne des valeurs de DSP (EMG), pour chaque tâche et pour chaque muscle. ....	27
<b>Figure 9.</b> Activité des deux muscles deltoïde (gauche et droit) durant les deux tâches. ....	28
<b>Figure 10.</b> Moyenne des valeurs ERD dans les fréquences Beta (13 et 30 Hz), pour chaque tâche et pour les 4 sites corticaux. ....	29
<b>Figure 11.</b> ERD calculé à partir du signal EEG capté avec les électrodes situées vis-à-vis du cortex temporal droit et gauche, durant les deux tâches. ....	29
<b>Figure 12.</b> ERD pré- frontale gauche et droit durant les deux tâches. ....	30
<b>Figure 13.</b> Graphique des Corrélations entre l'activité musculaire, l'activation cérébrale et la douleur durant les deux tâches. ....	34



## Liste des abréviations

CER : Comité éthique de la recherche

EEG : Électroencéphalographie

EMG : Électromyographie

EN : Échelle numérique

ERD : event related desynchronization

ERS: event related synchronization

FC5 : préfrontal gauche

FC6 : préfrontal droit

FFT : Transformée de Fourier discrète rapide

PSD : power spectral density i.e, (Densité spectrale de puissance)

QEC : Quick Exposure Check

ST-FFT : Transformée de Fourier discrète rapide courte-durée

TMS : Trouble musculo-squelettique

T7 : temporal gauche

T8 : temporal droit

UM : Unité motrice

UQAC : Université du Québec à Chicoutimi

## **Remerciements**

La réalisation de ce mémoire a été possible grâce au concours de plusieurs personnes à qui je voudrais témoigner toute ma reconnaissance. Je souhaite tout d'abord, adresser toute ma gratitude à l'état canadien qui a bien voulu accorder cette opportunité aux étudiants étrangers de bénéficier de la qualité des enseignements nord-américains. Merci à l'Université du Québec à Chicoutimi (UQAC) qui m'a accueilli et m'a donné les conditions appropriées de frôler ma cervelle à celle des autres, dans le but de grandir intellectuellement. Vous avez fait de moi un futur intellectuel et valeureux citoyen du monde.

Je désire aussi remercier les professeurs et le personnel intervenants de cette Université, qui m'ont fourni les outils nécessaires à la réussite de mes études universitaires.

Je tiens à exprimer spécialement toute ma reconnaissance à ma directrice de mémoire, Suzy Ngomo, pour son encadrement, sa patience, sa disponibilité, sa considération et surtout ses judicieux conseils, qui ont contribué à alimenter ma réflexion. Vous m'avez donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je vous suis redevable d'un encadrement et d'une démarche de la recherche scientifique sur les humains dont j'en suis fier.

Je tiens également à remercier mon codirecteur de mémoire, Martin Otis, de m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé. Sa direction a été très profitable.

Je voudrais exprimer ma reconnaissance envers les amis et collègues (Colince, Fadwa, Maxime, Christian, Mayess). Ma reconnaissance va aux douze participants qui sans eux, ce projet n'aurait pas pu aboutir.

Je tiens à témoigner toute ma gratitude à Armelle Ngueleu pour sa confiance, son amitié, son soutien inconditionnel, son encouragement et son support inestimable.

Je remercie mes très chers parents, frères et sœurs, qui ont toujours été là pour moi. Enfin, je remercie tous mes Ami(e)s que j'aime tant, Christian, Carlos, Ghislain, Christelle, Aristide, Colince Tayo, Marie-Thérèse, Vanessa, Aude, Estelle, Jules, Martin. Je vous suis reconnaissant pour l'amitié sincère et indéfectible.

## **Avant-propos**

Le présent mémoire rentre dans le cadre de l'obtention du diplôme de maîtrise en sciences cliniques et biomédicales (nommé antérieurement médecine expérimentale) de l'Université Laval offerte en extension à l'Université du Québec à Chicoutimi.

L'idée de cette étude est venue du constat qu'il n'est pas encore connu pourquoi sur un poste de travail manuel similaire, des personnes vont développer des troubles musculo-squelettiques tandis que d'autres personnes s'en sortiront exemptes. L'objectif de ce travail de maîtrise est donc de documenter le comportement de certaines structures anatomiques particulièrement le cerveau et les muscles, afin d'en tirer des indicateurs à risque de développer des troubles musculo-squelettiques.

Ce mémoire est une étude exploratoire dont l'intention était d'examiner la possibilité d'intégrer l'approche proposée des questions liées à une nouvelle méthodologie et aussi de fournir des données qui serviront à estimer la taille de l'échantillon nécessaire à une étude d'envergure. Finalement, la problématique des TMS est abordée par l'évaluation d'une nouvelle approche inédite. L'originalité de cette étude se situe dans le fait que pour la première fois, la problématique des TMS est abordée, dont la conception n'est ni non en termes lié à l'ergonomie du poste de travail ni à l'organisation de travail, ou encore moins délié au développement des symptômes, mais vise une évaluation en amont, du point de vue de la physiologie individuelle susceptible de reconnaître un individu à risque de développer un TMS. Le projet a été approuvé par le comité d'éthique de la recherche avec les êtres humains de l'UQAC.

Dans un premier temps, la revue de la littérature présentée dans le premier chapitre aide à déterminer une approche novatrice permettant de mesurer des indicateurs précurseurs aux TMS. Par la suite, dans le second chapitre, une méthodologie est construite de manière à déterminer si ces indicateurs peuvent favoriser une mesure indirecte de la douleur. Dans le troisième chapitre, les hypothèses sont validées par la présentation des résultats et des analyses découlant d'une étude avec des participants humains. Enfin, une discussion détaillée présente les conclusions générales des résultats et des recommandations sont présentées afin de construire une nouvelle étude plus complète. Nous avons eu la possibilité de partager nos résultats dans le cadre du cours «séminaire du programme de maîtrise» sous forme de communication orale et lors du congrès de

l'ACFAS 2018 sous forme de communication par affiche. Un article scientifique y afférent est en cours de rédaction et sera soumis dans le journal « Clinical EEG and Neuroscience (impact factor 1,807) ».

Plusieurs difficultés ont été rencontrées, à l'instar entre autres des « bogues » techniques sur les dispositifs de collecte de données. Seulement, ces difficultés nous ont mis face aux rouages pratico-pratiques avec l'instrumentation de recherche. Ainsi, notre apprentissage et nos connaissances des outils technologiques interactifs s'en sont trouvés renforcés. Nous sommes fières de la progression que nous avons complétée dans les différentes facettes de la recherche en médecine expérimentale.

## **Introduction**

### **1.1 Contexte et problématique**

Le terme trouble musculo-squelettique (TMS) non traumatique réfère à un ensemble de symptômes et de lésions inflammatoires ou dégénératives de l'appareil locomoteur des régions du cou, du dos et des membres supérieurs et inférieurs (1, 2). Les TMS sont donc des atteintes du système musculo-squelettique. Ceux-ci affectent particulièrement les muscles, les tendons, les ligaments et les nerfs. En milieu de travail, les TMS ou encore les lésions musculo-squelettiques surviennent suite à une sur-utilisation des tissus anatomiques (1, 2). Cette sur-utilisation du système musculo-squelettique crée des lésions inflammatoires qui à la base, se forment pour protéger les tissus anatomiques. La persistance de cette sur-utilisation tissulaire sur un terrain inflammatoire peut céder la place à des blessures microscopiques qui, en s'additionnant les unes aux autres, peuvent subséquemment constituer une atteinte significative des tissus anatomiques (3). Par conséquent, les microblessures peuvent aboutir au développement d'un TMS.

Quoi que notre sujet campe en amont des TMS; c'est-à-dire, sur les facteurs de risque des TMS, nous allons dans ce chapitre I aborder l'ampleur de la problématique des TMS chez le travailleur manuel et notamment le cas particulier chez les coiffeuses et les coiffeurs. Finalement, nous allons passer en revue les connaissances sur les signaux physiologiques d'intérêt.

#### **1.1.1 Les facteurs de risque des microblessures**

Plusieurs facteurs vont favoriser la production de microblessures en milieu de travail manuel. On peut distinctement indexer des facteurs extrinsèques et les facteurs intrinsèques. Parmi les facteurs extrinsèques importants les plus récurrents, on note les contraintes organisationnelles, l'ergonomie du poste et la biomécanique. Elles sont toutes liées entre autres aux caractéristiques des opérations des tâches, telles que la posture debout prolongée, statique ou piétinante, la répétition des mouvements, la fréquence ou la cadence du rythme des opérations (4-6). Les facteurs intrinsèques sont propres à chaque individu (7), et tiennent compte, entre autres, de la consistance des tissus anatomiques du travailleur; de ses mesures anthropomorphiques (taille des segments corporels), de ses capacités

physiques, de son contrôle moteur et même de son bagage génétique. Ainsi, de nombreux facteurs peuvent influencer l'apparition des microblessures de sur-utilisation, d'où l'importance et le défi de tenter de mieux comprendre le risque de développer un TMS en lien avec cette deuxième catégorie de facteurs (intrinsèques), puisque des facteurs intrinsèques personnels peuvent venir amplifier ce risque chez un individu exposé à un poste de travail manuel.

### 1.1.2 L'impact des troubles musculo-squelettiques

La proportion des lésions professionnelles attribuables aux TMS non traumatiques est estimée à 35 %, avec une incidence chez les travailleurs manuels de 41-51‰ vs 2-3‰ chez les non-manuels en 2011(8). Selon l'enquête québécoise sur les conditions de travail, d'emploi et de SST (EQCOTESST), une proportion plus importante de travailleurs/travailleuses manuels est atteinte de TMS liés à leur emploi principal par rapport aux travailleurs de professions mixtes ou non manuelles (22,7 % chez les manuels vs 17,3 % chez les mixtes vs 9,7 % chez les non-manuels) (9). Chaque année, entre 11 % et 14,1 % des travailleurs s'absentent de leur travail en raison de troubles musculo-squelettiques (9). Les études montrent que la région cou-épaule arrive au premier rang des sites corporels le plus souvent affectés(10, 11). L'étude EQCOTESST estime que 260 000 travailleurs et travailleuses au Québec, soit 7 % de l'ensemble de la main-d'œuvre active, se sont absentés de leur poste de travail pour un TMS lié au travail. Les absences associées à ces TMS s'estiment à 4,5 millions de jours de travail perdus. Le coût sociétal des TMS est par conséquent considérable.

### 1.1.3 Cas particulier des TMS chez les coiffeurs

Selon les rangs de « *Prévention index* », parmi les 20 premiers sous-secteurs à risque de TMS, presque tous se trouvent chez les travailleuses et travailleurs manuels. L'agence de la santé et des services sociaux du Saguenay–Lac-Saint-Jean (2012) estimait que 31,1% de la population active de la région exerce un emploi exclusivement manuel. En particulier, la coiffure est un travail manuel. Les parties du corps les plus couramment affectées chez les coiffeurs/coiffeuses sont le bas du dos (76,3%), l'épaule (62,5%) et le cou (46,3%) (12). De plus, les coiffeurs et coiffeuses travaillent au quotidien en position debout prolongée quasi statique. La problématique des TMS est très préoccupante chez cette catégorie de

personnes. Une étude faite en Angleterre montre que plus de la moitié des maladies professionnelles reconnues chez les coiffeurs/coiffeuses sont des TMS (13). En plus des postures de travail ergonomiquement inconfortables, les coiffeurs /coiffeuses sont exposés à des mouvements répétitifs et à des cadences d'opérations rapides, et ce durant des périodes prolongées.

Malgré les interventions ergonomiques visant les postes de travail pour améliorer les contraintes biomécaniques et organisationnelles, une revue de littérature montre que ces interventions ne démontrent aucun bénéfice significatif sur la santé (14). Le travail manuel continue d'être une source de TMS. La prévalence des TMS chez les travailleurs manuels sans égard au genre (sexe) est de plus de 40%. En effet, la chronicité, la complexité et l'ampleur de la prévalence des TMS en font un problème de santé publique dans la plupart des pays industrialisés (15, 16). La prévention des TMS non traumatiques liés au travail constitue un objectif du programme national de santé publique 2015-2025 au Canada; elle est ainsi une priorité d'action du plan stratégique de la CNESST. Les lésions de type « troubles musculo-squelettiques » (TMS) causées par les sollicitations articulaires excessives constituent 29,7 % des lésions de 2017. Ce type de lésions est en hausse sur la période 2013-2017, passant de 24 490 en 2013 à 28 539 en 2017. Pour l'ensemble de la période, cela représente une augmentation de 16,5 % (16 705 soit 58,5% d'hommes et 11 834 soit 41,5% de femmes) (17).

L'état actuel des connaissances est limité sur les facteurs intrinsèques générateurs de TMS; ce qui justifie que la recherche sur ce sujet se poursuive encore. L'objectif est de mieux comprendre la problématique TMS en lien avec les déterminants physiologiques personnels pour davantage outiller efficacement les préventeurs en santé au travail. Dans cette optique, de récentes études en neurosciences montrent que différentes tâches requièrent des niveaux d'éveil cérébral différents pour une performance optimale et sécuritaire (18, 19). D'un côté, contrairement à l'idée répandue, les tâches routinières comme celles des coiffeurs/coiffeuses sont facilitées par un niveau d'activation cérébrale élevée, alors que les tâches complexes demandant un haut niveau de réflexion sont accomplies plus efficacement avec un niveau d'activation cérébrale moins élevée (20). De plus, les différentes sources de pressions lors de l'exécution d'une tâche (bruits ambiants, pression à la tâche, performance et autres distractions) exigent un effort supplémentaire pour le

maintien de son attention sur la tâche. D'un autre côté, l'hypersollicitation de la biomécanique contribue à la fatigue musculaire (21). Finalement, les conditions contraignantes du travail manuel constituent un terrain favorable pour le surmenage musculaire (22, 23) et cérébral (24). Le surmenage musculaire se caractérise par un déficit pour les muscles à adapter correctement leur activation selon les besoins physiques (25). Cette adaptation se nomme la variabilité d'activation musculaire; c'est-à-dire la capacité stratégique inhérente au système neuro-musculo-squelettique à gérer la fluctuation de l'activité motrice humaine (25, 26). Cette capacité est liée à la commande cérébrale pour l'acte moteur (18, 24, 27).

En somme, le travail manuel est traditionnellement perçu comme une activité motrice et locale de la région du corps mobilisée, ne nécessitant pas un investissement cérébral important. En revanche, des données récentes montrent pleinement l'implication du cerveau dans les tâches manuelles. Notamment, des données issues des signaux cérébraux capturés avec l'électroencéphalographie (EEG) présentent clairement une signature cérébrale spécifique selon le type de tâche (19, 25, 28). Toutefois, alors que l'électromyographie (EMG) pour la capture des signaux de l'activité musculaire bénéficie d'expériences en contexte d'activités motrices fonctionnelles (25, 29), aux meilleurs de nos connaissances, la littérature ne rapporte aucune étude en EEG en lien avec les troubles musculo-squelettiques liés au travail. Les données EEG connexes et disponibles sont pour la plupart issues des études sur la douleur ou sur un unique mouvement de base, expérimental, loin d'être réaliste (19, 25). Or, une tâche fonctionnelle fait appel à une variété de séquences motrices et d'articulations. De plus, l'activation du cerveau diffère considérablement entre un mouvement basique comme pincer le pouce et l'index et des mouvements plus complexes fonctionnels. Puisque la prévalence des TMS est élevée chez les travailleurs, il devient alors pertinent d'étudier et de comprendre l'activation et la contribution du cerveau en contexte fonctionnel. Par ailleurs, pour un poste similaire, un travailleur va développer un TMS tandis qu'un autre en sera exempt. Quelles en sont les raisons ? Quel est l'impact du bagage physiologique sur le risque de développer un TMS ? L'état actuel des connaissances ne répond pas clairement à ces questions. Ceci pourrait expliquer la difficulté à comprendre, à prévenir et à traiter ce problème majeur de santé publique.

Les aménagements ergonomiques de l'environnement et de l'organisation du travail ont



leur place dans la lutte contre les TMS. Toutefois, la part des déterminants biologiques individuels devrait également être considérée dans le développement des TMS. Ainsi, l'hypothèse sous-tendant ce projet est la suivante : à un poste de coiffure, les mouvements répétitifs, les postures contraignantes, les quarts de travail de longue durée, souvent de sept heures et plus, exposent le coiffeur /coiffeuse à une baisse de régime du niveau d'éveil cérébral et à la fatigue musculaire. Un faible niveau d'éveil cérébral associé à une fatigue musculaire peut résulter en des contractions musculaires inappropriées exposant les structures anatomiques à des microblessures et subséquemment au développement d'un TMS. Le rationnel de cette hypothèse repose sur le fait que les conditions biomécaniques contraignantes, à l'instar de la flexion du cou prolongée peuvent favoriser la génération par le cerveau d'une commande motrice erronée vers les muscles. Le résultat d'une telle commande cérébrale est une contraction musculaire inappropriée (exemple: une crampe). Des contractions inappropriées musculaires peuvent être la source de mouvements incohérents et/ou de microblessures tissulaires. Finalement, l'exposition répétée aux microblessures augmenterait le risque de développer un TMS. Dans des conditions similaires de travail manuel, une personne peut être sujette à des commandes cérébrales erronées plus fréquemment qu'une autre, par conséquent être plus susceptible à développer des microblessures et subséquemment un TMS.

#### **1.1.4 Objectif du projet**

L'objectif de ce projet de mémoire est de caractériser les déterminants biologiques personnels infra-cliniques fortement modulés par le risque d'exposition aux microblessures anatomiques, et donc les indicateurs du risque de développer un TMS.

Les objectifs spécifiques sont :

- Déterminer les changements d'activation cérébrale et d'activité musculaire en lien avec des microblessures musculaires, au cours d'une tâche manuelle;
- Déterminer la relation entre les paramètres cérébraux, musculaires et de douleur.

#### **1.2 Revue des connaissances sur les signaux physiologiques d'intérêt : EEG et EMG**

Un signal représente l'évolution au cours du temps (pas toujours) d'une grandeur physique (courant, tension, pression, etc.). Ce signal est porteur d'une information produite par la

source qui l'a émis. Analyser le signal, c'est extraire le plus fidèlement possible l'information produite par la source. L'extraction de ces informations peut se faire dans le domaine temporel ou fréquentiel. Chaque méthode d'analyse présente ses avantages et ses inconvénients. Les progrès de l'ingénierie et de l'informatique ont révolutionné le monde du traitement des signaux et ont réduit énormément le temps de calcul. D'une façon générale, les signaux physiologiques qui sont des grandeurs physiques prélevées sur le corps humain au moyen de capteurs appropriés varient de manière continue au cours du temps (30). Ils sont détenteurs d'informations relatives à l'état physiopathologique d'une personne dans une condition donnée. Le traitement numérique du signal, notamment des paramètres spécifiques tels que l'amplitude ou la pente du signal sur une fenêtre de temps précise permet de mettre en contexte la physiologie liée à une situation environnementale particulière. Dans le cadre de ce projet, les paramètres des signaux électroencéphalographiques (EEG) soit l'ERD/ERS et électromyographique (EMG) soit la densité de puissance spectrale (DPS) sont d'intérêts afin de vérifier nos objectifs spécifiques. Les deux prochaines sous-sections présentent ces deux instruments respectivement.

### **1.2.1 L'électroencéphalogramme (EEG)**

Le neurone, cellule nerveuse, constitue l'unité fonctionnelle de base du système nerveux (31). Les neurones sont présents dans le cerveau et dans les muscles où ils prennent l'appellation de nerfs. Les neurones ont deux propriétés physiologiques à savoir : l'excitabilité et la conductivité. L'excitabilité est définie comme, la capacité de répondre aux stimulations et de convertir celles-ci en impulsions nerveuses. En ce qui concerne la conductivité, elle correspond à la capacité de transmettre les impulsions. Les neurones assurent donc la transmission des informations physiologiques sous la forme d'un signal bioélectrique appelé influx nerveux à l'intérieur de l'organisme. Ce signal est capturable par différentes techniques avec quelques instruments. Parmi ces instruments, on y trouve l'électroencéphalographe qui, avec les progrès technologiques actuels propose des modèles très simplifiés. Ils sont non invasifs, portatifs et permettent cette capture des potentiels d'action des neurones. La technique d'électroencéphalogramme (EEG) consiste à mesurer et enregistrer au moyen d'électrodes disposées à la surface du scalp le signal cérébral [39].

Pour l'enregistrement de l'activité du cerveau dans le présent projet, nous avons donc utilisé l'EEG (32), puisque pratique pour des études en mobilité comme en milieu de travail. L'EEG enregistre le signal du cerveau sous forme de micro tensions électriques induites par l'activité ou le fonctionnement cérébral. Concrètement, le signal analogique mesuré par une électrode est amplifié et converti en un signal numérique par un convertisseur intégré à l'appareil EEG. Ce signal numérique est par la suite transmis par Bluetooth afin d'être traité avec un script développé dans le logiciel MatLab. Le traitement des signaux EEG réalisé dans MatLab visait d'abord l'identification et la sélection des différentes bandes de fréquences d'expression du cerveau appelées onde cérébrale. Autrement dit, le cerveau s'exprime essentiellement dans cinq (5) bandes de fréquences (delta, thêta, bêta, alpha et gamma) ; leurs amplitudes sont de l'ordre de 10 à 200  $\mu\text{V}$  et leurs fréquences vont typiquement de 0,5 à 80 Hz (voir tableau ci-dessous).

**Tableau 1.** Ondes cérébrales en fonction de leurs fréquences (Hz) et amplitudes ( $\mu V$ )

Ondes	Fréquences (Hz)	Amplitudes ( $\mu V$ )	Contexte déterminant leur présence
Delta ( $\Delta$ )	0,5 - 3	20-200	Ce sont des oscillations très lentes de l'activité électrique cérébrale qui sont observées principalement durant le sommeil profond de l'adulte et chez les très jeunes enfants.
Thêta ( $\theta$ )	3 - 8	5-100	Ces oscillations se rencontrent très souvent chez les enfants, les adolescents et les jeunes adultes. Elles sont aussi caractéristiques des états de somnolence, de certains processus émotionnels et des phases de mémorisation.
Alpha ( $\alpha$ )	8 - 13	20-60	Ce sont les oscillations ayant les plus grandes amplitudes. Elles sont principalement localisées dans les parties occipitales du cortex. Ce rythme est associé aux états de relaxation et aux moments où les yeux sont fermés.
Bêta ( $\beta$ )	13 et 30	2-20	Ce sont les fréquences observées chez l'adulte éveillé. Elles sont caractéristiques des périodes d'activité intense et/ou de concentration. Ces oscillations sont aussi liées à l'exécution de mouvements.
Gamma ( $\gamma$ )	30 et 80	<2	Ce sont des oscillations les plus rapides pouvant aller jusqu'à 80 ou même 100 Hz. Elles sont associées aux tâches cognitives supérieures

D'après ce tableau, les ondes bêta sont celles qui correspondent le mieux au contexte de cette étude (détail du protocole dans la section méthodologie).

En réalité, le signal EEG reflète l'activité électrique moyenne d'un ensemble de cellules cérébrales, même si l'activité ou le signal a été recueilli via une électrode de  $1 \text{ cm}^2$  positionnée vis-à-vis d'un site cérébral déterminé (33).

L'analyse des signaux EEG permet la caractérisation du niveau d'activation cérébrale, en fournissant, entre autres, des mesures de l'ampleur de l'activation fonctionnelle corticale (34).

Le dispositif EEG comprend un système d'électrodes qui sont placées à la surface du scalp. La configuration de la disposition des électrodes du système que nous avons utilisé est celle du système EEG d'EMOTIV (35).

La disposition des électrodes du système d'EMOTIV renseigne sur la position de chacune des quatorze (14) électrodes (AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4); où A désigne : Antérieure; F : Frontale, T : Temporale ; C : Centrale ; P : Pariétale ; O : Occipitale (35). Les chiffres des électrodes au côté des lettres renvoient au positionnement droit vs gauche et par rapport à la ligne centrale (36). Les électrodes possédant un nombre pair sont placées à droite et impaires à gauche (figure 1).



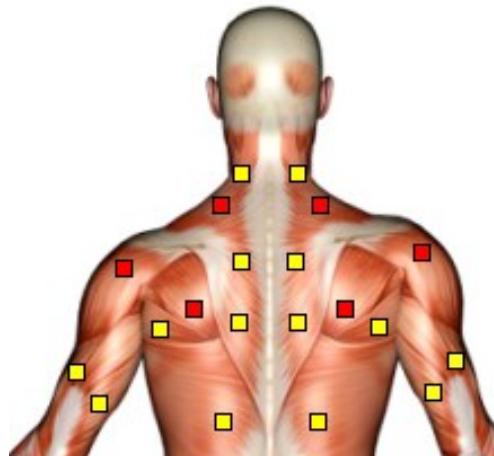
**Figure 1.** Disposition des électrodes EEG Emotiv@ sur la tête d'un des participants (37).

Les cercles remplis en noire représentent les électrodes dont le signal a été utilisé dans le traitement et l'analyse des données du présent projet. Les abréviations correspondantes sont les suivantes: T7= électrode temporale gauche, T8 = électrode temporale droite, FC5 = électrode préfrontale gauche et FC6 = électrode préfrontale droit.

### 1.2.2 L'électromyographie

L'unité fonctionnelle du muscle est l'unité motrice, qui se définit comme l'ensemble constitué par un motoneurone (un nerf) et les fibres musculaires qu'il innerve. L'UM assure la contraction musculaire (38). Pour recueillir l'activité électrique du muscle ou l'activité myoélectrique, l'usage est d'utiliser un système d'électromyographie (EMG) (39, 40).

Les potentiels bioélectriques mesurés au niveau du muscle avec l'**EMG** correspondent aux potentiels d'action des fibres musculaires (figure 4). Bien que ce potentiel soit très faible pour une seule fibre ( $< 100 \mu V$ ), l'innervation simultanée de plusieurs fibres musculaires induit une différence de voltage suffisante pour être détectée par une paire d'électrodes sur la peau. L'analyse des signaux EMG permet la caractérisation du niveau d'activité musculaire en fournissant, entre autres, des mesures telles que l'amplitude du signal EMG durant la contraction musculaire. Dans ce projet, nous avons utilisé l'EMG de surface de BTS à six canaux et sans-fil. Les muscles d'intérêts dans le présent projet sont le trapèze moyen, le deltoïde antérieur et l'infra épineux, bilatéralement. Les électrodes étaient positionnées telles qu'illustrées dans la figure 2.



**Figure 2.** Positionnement des électrodes sur les muscles d'intérêt en rouge.

En jaune sont identifiés les différentes positions des électrodes possibles dans le haut du corps. En rouge les électrodes qui ont servi dans ce projet de recherche.

Comme étudiant en maîtrise et attiré au présent projet, la maîtrise des signaux physiologiques EEG et EMG était préalablement essentielle vu l'objectif d'identification des paramètres d'activation cérébrale et musculaire. Il faut noter que l'originalité du présent projet réside dans l'idée de se positionner en amont du problème des TMS, avant que le TMS ne se déclare cliniquement, avant même que n'apparaisse une douleur, une limitation des amplitudes articulaires, etc. Contrairement aux études traditionnelles sur les TMS axés sur l'environnement du poste, l'organisation du travail ou les facteurs biomécaniques, notre approche est plutôt celle de l'étude des facteurs intrinsèques, individuels c.-à-d. les

déterminants personnels qui pourraient favoriser le développement des TMS. Techniquement notre approche est essentiellement basée sur les mesures électrophysiologiques se soustrayant à la conscience humaine et donc des mesures beaucoup plus objectives, tout en plaçant le travailleur dans un environnement expérimental réaliste.

### **1.3 En résumé**

Ce chapitre nous permet de constater que la prévalence des troubles musculo-squelettiques liés au travail reste encore très importante malgré les nombreuses études sur le sujet. D'où la question suivante : pourquoi une personne développe un TMS tandis qu'une autre personne en est exempte, bien que les deux personnes soient exposées à un poste de travail manuel similaire? Au meilleur de nos connaissances, la littérature ne rapporte aucune étude utilisant un EEG en lien avec les troubles musculo-squelettiques liés au travail manuel, dans des conditions réalistes. Les données EEG connexes et disponibles sont pour la plupart issues des études sur la douleur ou sur un unique mouvement de base, expérimental, loin d'être ce qui reflète le milieu réel. Ainsi, le but de ce travail est d'identifier les paramètres d'activation cérébrale et musculaire pouvant constituer un témoin du risque d'exposition à une microblessure. Pour ce faire, le chapitre suivant expose l'approche méthodologique, basée sur l'étude des mesures électrophysiologiques individuelles, infra cliniques.

## **Chapitre Méthodologie**

Les instruments EEG et EMG ont de faibles valeurs de tension (quelques micro-volts) et sont sensibles à l'environnement ainsi qu'aux perturbations (41). De plus, dans cette étude, des instruments portables ont été utilisés afin de valider la faisabilité de leur utilisation en mobilité et notamment en milieu de travail. Par ailleurs, il est reconnu qu'une multitude de sources d'interférence avec les signaux EEG et EMG peuvent influencer les mesures. De ce fait, nous devons élaborer et suivre un protocole expérimental rigoureux, en particulier dans un environnement réaliste, afin de faire une collecte de données de bonne qualité.

Dans ce chapitre, nous avons décrit les caractéristiques de notre protocole expérimental (annexe 5). Nous avons aussi décrit le traitement des données issues des signaux physiologiques EEG et EMG et présenté les statistiques descriptives ainsi que les analyses statistiques.

Ce projet de maîtrise était une étude exploratoire avec un protocole quasi-expérimental transversal, dont la déficience tenait de la collecte de données EEG et EMG en situation fonctionnelle dynamique. Afin d'induire cette fonction, les participants novices ont été soumis à des opérations manuelles expérimentales qui reflètent bien la réalité du poste de coiffure.

### **2.1 Population**

Puisque la collecte de données sur les personnes nécessite une participation avec un consentement libre et éclairé (formulaire de consentement joint – annexe 3), une approbation éthique était donc nécessaire. Celle-ci a été obtenue auprès du Comité d'Éthique de la recherche de l'UQAC (certificat No 602 558 01). Personnellement, la demande d'éthique a été un outil d'apprentissage majeur dans la mesure où une implication a été nécessaire de la rédaction à la soumission de la demande d'approbation d'éthique, et enfin d'apporter des corrections suivant les recommandations du Comité d'Éthique de la recherche (CER) de l'UQAC. Douze (12) adultes volontaires, en bonne santé et âgés de  $26,83 \pm 4,13$  ans, dont deux femmes ont constitué l'échantillon de ce projet recrutés par convenance et de façon volontaire. Tous étaient des droitiers, selon le questionnaire de latéralité d'Édimbourg (annexe 3), sans antécédents de troubles neurologiques ou psychiatriques, asymptomatiques pour un TMS dans les 30 derniers jours précédant la



collecte de données et novices au métier de coiffeur/coiffeuse. Ils ont exécuté avec succès, dans un ordre aléatoire deux tâches de coiffure sur un poste simulé en laboratoire dont une tâche à faible risque et l'autre avec risque élevé d'exposition au micro blessures musculaires.

### **2.1.1 Critères d'inclusion**

- être âgé(e) de 18 ans ou plus;
- être apte à la prise de décision, ceci vérifié avec le mini mental test;
- être asymptomatique pour un TMS dans les 30 derniers jours précédant la collecte de données vérifié avec le questionnaire quick exposure (42);
- ne pas travailler régulièrement debout plus de quatre heures par quart de travail.

### **2.1.2 Critères d'exclusion**

- présenter un antécédent de lésion cérébrale, de trouble psychotique ou d'épilepsie;
- présenter une affection neurologique ou psychiatrique non contrôlée;
- travailler régulièrement comme coiffeuse / coiffeur et
- travailler en posture debout prolongée plus de quatre heures par quart de travail.

## **2.2. Poste de travail**

Des études montrent que 30 minutes dans une même posture sont dommageables pour la santé (22, 23, 43). Le poste de coiffure s'exécute en position debout prolongée (posture à risque de TMS, car quasi statique et prolongée). Les opérations de coiffures exigent des mouvements répétitifs des bras, en plus du cou en flexion pendant des périodes de 30 minutes et plus (posture à risque de TMS tel que les bursite, tendinite, mal de dos etc.). De plus, on sait qu'une opération qui dure moins de 30s/cycle est une opération à un taux de répétition élevée. Par conséquent, elle est donc à risque de TMS (44). Au-delà de 30s/cycle autrement dit 2 cycles/ minutes, le taux de répétition est faible. Ces données nous ont permis d'aménager un poste de coiffure simulé au laboratoire avec des séquences opératoires dans la tâche bien contrôlées à faible et haut risque de micro blessures.

### **➤ Le poste de travail expérimental**

Nous avons aménagé en laboratoire un poste de coiffure simulé. Pour ce faire, nous avons

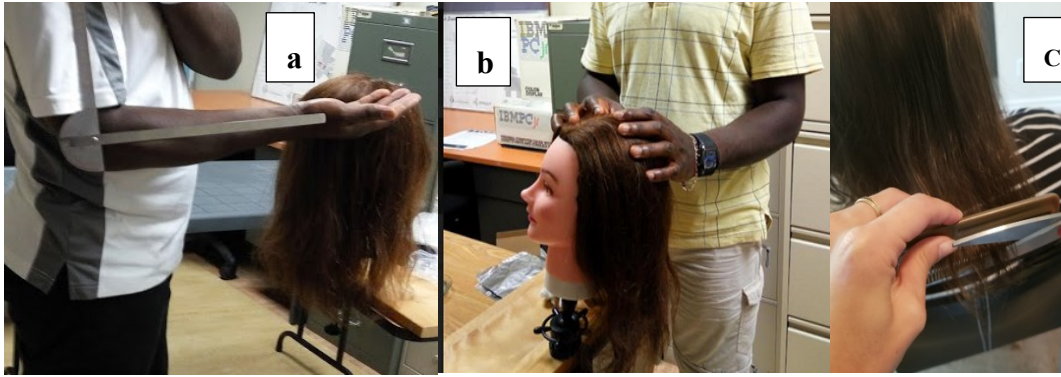
installé sur une table ajustable une tête de mannequin mobile sur 180 degrés. Sur la table étaient disposés deux peignes à petites dents, une paire de ciseaux et un métronome pour guider la cadence des mouvements lors de l'exécution de la tâche. L'espace autour de la table, dans un rayon d'un mètre, était libéré de façon à permettre au participant qui joue le rôle de coiffeur /coiffeuse de se mouvoir s'il le souhaite tout autour de la table, et donc de la tête à coiffer pour exécuter la tâche expérimentale.

➤ La tâche manuelle expérimentale de travail

Avec l'aide d'un coiffeur expérimenté de la région, deux tâches de coiffure simulées au laboratoire reflétant ce qui est vécu dans un milieu réel de coiffure, ont été conçues. L'une répondait au critère de tâche « avec opérations à faible risque d'exposition aux microblessures »; c.-à-d. impliquant des mouvements répétitifs dans des opérations qui durent 1s/cycle. L'autre tâche impliquant des mouvements répétitifs dans des opérations qui durent moins de 2s/cycle et répondant au critère de tâche « avec risque élevé d'exposition aux microblessures de TMS ».

➤ Opération, cycle et tâche

L'ensemble des opérations consistait à saisir 1) le peigne à petites dents avec la main non dominante, 2) la paire de ciseaux avec la main dominante (droite) puis, toujours dans le même ordre, 3) prendre à l'aide du peigne une mèche depuis la racine, 4) glisser le peigne jusqu'au bout de la mèche et 5) finalement couper le plus petit possible le bout de cette mèche tel qu'illustré dans la figure 3c ci-dessous. Ces ensembles d'opérations formaient un cycle. La tâche constituait en conséquence une suite répétitive de ces cycles pendant 30 minutes. De plus, au préalable, l'angle du coude du participant avait été ajusté à 90° par rapport à la tête du mannequin pour la tâche à faible risque de microblessures et ce en position statique à l'aide d'un goniomètre (figure 3a). De façon à amener le participant à effectuer ses opérations de coupes dans une zone d'inconfort durant la tâche à risque élevé de microblessures, nous avons ajusté le niveau de la table de travail à 10 cm vers le haut par rapport à la zone de travail confortable (Figure 4). Cette augmentation de la hauteur de la table, assure un angle de coude inférieur à 60° (figure 4b).



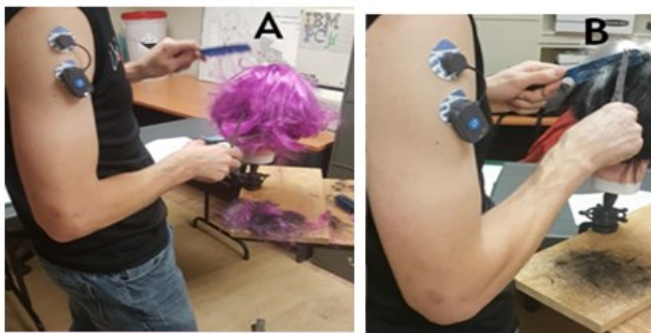
**Figure 3.** Poste de coiffure simulé en laboratoire

➤ La tâche à faible risque d'exposition aux microblessures

La tâche (tâche A sur la figure 4A) est celle à faible risque d'exposition aux microblessures, puisque les mouvements étaient exécutés à la cadence de 30 cycles/min; soit un cycle toutes les 2 secondes. Avec le métronome, nous avons rythmé la cadence de découpe à 30 bpm jusqu'à la fin de la tâche. Les angles des coudes dans cette tâche étaient réglés à 90° en adaptant la hauteur de la table.

➤ La tâche à risque élevé d'exposition aux microblessures

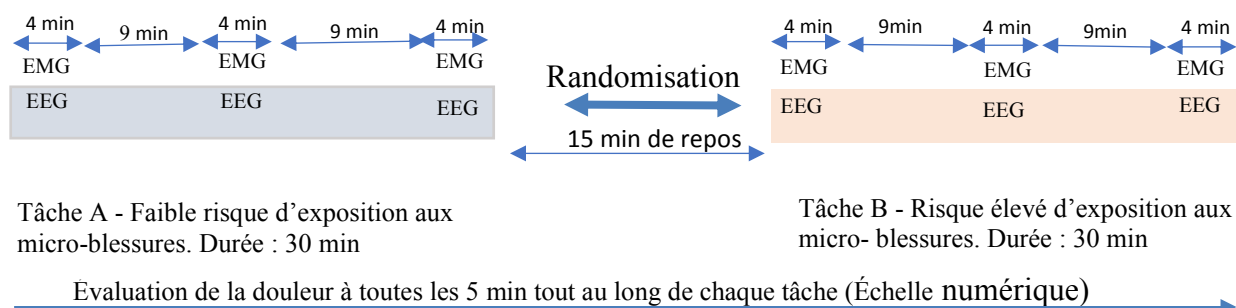
La tâche (tâche B sur la figure 4B) est celle avec risque élevé d'exposition aux microblessures, puisque les mouvements étaient exécutés à la cadence de 60 cycles/min; soit un (1) cycle par seconde. Nous avons également rythmé avec un métronome la cadence de découpe à 60 bpm jusqu'à la fin de la tâche. La hauteur des bras lors de l'exécution de cette tâche avait été légèrement surmontée en relevant le niveau de la table de travail de 10 cm vers le haut par rapport à la zone de travail confortable.



**Figure 4.** A) Exécution de la tâche avec risque élevé d'exposition aux microblessures.

## 2.3. Protocole expérimental

Comme illustré dans la figure 5 ci-dessous, chacune des tâches avait une durée de 30 minutes. L'ordre de passation de celles-ci était aléatoire pour les participants. Une pause de 15 minutes était respectée entre les deux tâches. Dans un premier temps, des données de références pour l'EEG, l'EMG et le statut TMS ont été recueillies, le participant étant au repos. Dans un second temps, la collecte de données a été faite alors que le participant exécutait les tâches.



**Figure 5.** Chronologie d'acquisition des données durant les tâches

## 2.4. Matériel et mesures

### 2.4.1 Échelle numérique d'évaluation de la douleur

Il s'agit pour le participant de donner oralement une valeur entre 0 et 10 qu'il attribue à l'intensité de douleur perçue, 0 pour aucune douleur et 10 pour une douleur insupportable. Cette collecte du niveau de la douleur a été faite avant de commencer toute tâche et tout le long de chacune des tâches à intervalle régulier de cinq (5) minutes.

### 2.4.2 Questionnaire *Quick Exposure Check* d'évaluation de la présence d'un TMS

Le questionnaire Quick Exposure Check (QEC) est largement utilisé dans des études en santé au travail portant sur les TMS (42, 44). Il nous a permis de recenser et de caractériser le statut des participants, ainsi que de confirmer les critères de participations à ce projet pour ce qui a trait au TMS.

### 2.4.3 Échelle de Borg modifiée d'évaluation du niveau de fatigue perçue

L'échelle de Borg modifiée permet une auto-évaluation de l'intensité de l'effort fourni durant une tâche. Elle est graduée de 0 à 10, 0 étant l'absence d'effort et 10 l'effort le plus difficile. Elle a été utilisée pour recueillir au début et à la fin de chaque tâche le niveau de

fatigue générale des participants. Ceci était une recommandation du comité d'éthique pour savoir quand arrêter l'expérience, si jamais le participant franchissait le seuil de 5 sur 10 lors de l'exécution de sa première tâche.

#### **2.4.4 EMG**

Pour la capture du signal électromyographique, nous avons utilisé le système FREEEMG (BTS<sup>®</sup>). Après avoir nettoyé la peau et placé les électrodes sur les muscles d'intérêt, soit le trapèze moyen, le deltoïde et les muscles infra épineux, bilatéralement. Le signal EMG a été capturé avec six électrodes actives pré-amplifiées (gain: 1000) et a été filtré à travers une bande passante comprise entre 25 et 450 Hz avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz.

Les mesures de référence dont la contraction volontaire maximale (CVM) pour la normalisation des données EMG ont été réalisées telle qu'illustrée dans le tableau 1, pour chaque muscle.

Pour la CVM, trois tentatives étaient faites et la valeur moyenne des pics le plus élevés des trois tentatives a été considérée comme représentative de la référence dans les calculs subséquents. Les mesures de références servent à la normalisation des données recueillies sous conditions expérimentales (voir détail dans tableau 2 plus bas).

Au cours des conditions expérimentales, les enregistrements EMG étaient faits durant 4 minutes (figure 5). Les délais entre chaque période d'enregistrements étaient de neuf (9) minutes. Le temps de repos entre les deux tâches était de 15 minutes. Chaque tâche comptabilisait trois enregistrements au total, soit 12 minutes de collecte de données. Après la prise des mesures de référence, aussi bien pour l'EMG (tableau 2) que pour l'EEG (mesures avec l'EEG dans la section suivante), les participants étaient invités à pratiquer la tâche à faible risque d'exposition pendant 3 minutes. Après cette pratique, l'expérimentation débutait par l'exécution de l'une des deux tâches selon l'ordre de la randomisation préétabli; et, simultanément les enregistrements EEG et EMG étaient amorcés. Les données EMG et EEG étaient synchronisées.

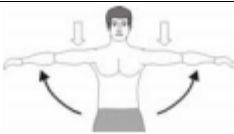
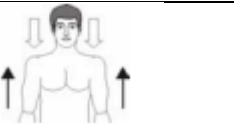

Les signaux EMG ont été traités avec les routines du programme BTS Analyzer, propre au logiciel de BTS<sup>®</sup> que nous avons utilisé. Après rectification du signal, le Root Mean Square (RMS) a été traité dans des fenêtres superposées de 250 ms. La même procédure a été

utilisée pour la contraction maximale volontaire (CVM), mais avec un fenêtrage temporel de 100 ms dû à la durée maximale de cinq secondes de cette procédure(45).

Une fois les signaux traités, nous avons procédé à la normalisation des signaux selon l'équation suivante :  $EMG \text{ normalisée} = [RMS\_EMG \text{ durant la tâche} / RMS\_CVM] \times 100\%$ . La procédure de normalisation des signaux permet de comparer les activités musculaires entre différents muscles et entre les tâches expérimentales. Cette façon de faire constitue une ligne directrice importante dans la procédure méthodologique avec l'EMG(46). Cette procédure a été appliquée pour chaque muscle.

Pour déterminer la fatigue musculaire durant chaque tâche, nous avons calculé la densité spectrale de puissance (DSP). D'abord les signaux EMG normalisés ont été transformés de fourrier rapide transposés dans le domaine fréquentiel. Ensuite DSP a été calculé selon l'équation suivante :  $DSP = (EMG \text{ normalisé})^2$  (47). Plus la valeur DSP est élevée, moins le muscle est fatigué; autrement dit mieux le muscle est en condition pour produire la force nécessaire pour la tâche qui lui est demandée(17). Le calcul DSP est présentée plus en détail dans les prochaines sections, puisque celle-ci a été utilisée aussi bien pour évaluer la fatigue musculaire que pour calculer les paramètres d'activation cérébrale du signal EEG.

**Tableau 2.** Procédure de prise de mesure de référence par contraction maximale isométrique selon les recommandations du projet SENIAM (48). Après ces mesures de CVM, les participants ont été mis au repos pendant 10 minutes avant d'exécuter la tâche expérimentale, ceci pour minimiser la fatigue périphérique qui aurait pu être induite par cet acte.

<p><b><u>CVM du muscle deltoïde</u></b> : le participant assis sur une chaise de manière confortable, le dos adossé au dossier de la chaise, est invité à faire une contre résistance manuellement restreignant le bras vers le bas. Le participant maintient la résistance pendant 3 secondes. Trois essais sont faits à intervalle de 20 sec.</p>	
<p><b><u>CVM du muscle trapèze moyen</u></b>: le participant exerce une contre réaction en poussant ses épaules vers le haut. Le participant maintient la résistance pendant 3 secondes. Trois essais sont faits à intervalle de 20 sec. Le test est effectué simultanément pour les deux côtés droit et gauche.</p>	
<p><b><u>CVM du muscle infra-épineux</u></b> : le participant assis sur une chaise de manière confortable, le dos adossé au dossier de la chaise, le coude à 90° et le membre supérieur en adduction maximale le long du corps. Le participant est invité à faire une rotation externe de l'avant-bras alors qu'une résistance est appliquée au niveau du bras. Le participant maintient la résistance pendant 3 secondes. Trois essais sont faits à intervalle de 20 sec.</p>	

### 2.4.5 EEG

Les signaux EEG ont été collectés à l'aide du système EEG D'EMOTIV<sup>®</sup> (49). Le casque EEG d'EMOTIV est muni d'un filtre numérique à réjection à 60Hz (fréquence d'oscillation de la tension électrique en Amérique du Nord). Il est également muni d'un filtre sinc (sinus cardinal) numérique d'ordre 5 intégré qui supprime toutes les fréquences au-dessus d'une fréquence de coupure donnée, sans affecter les basses fréquences, et à une réponse en phase linéaire. La réponse impulsionnelle du filtre est une fonction sinc dans le domaine temporel, et sa réponse en fréquence est une fonction rectangulaire. Le système EEG EMOTIV inclut un accéléromètre embarqué pour corriger les artefacts et un gyroscope pour corriger les bruits de signaux induits par les mouvements de la tête, optimisant ainsi le signal. Le signal EEG était capturé avec 14 électrodes actives pré-amplifiées (gain: 10 dB) et filtré à travers une bande passante comprise entre 0,2-43 Hz, avec une fréquence d'échantillonnage de 128 Hz.

Après avoir nettoyé la peau du cuir chevelu et humidifié adéquatement les électrodes, le casque EEG a été placé selon la configuration illustrée à la figure 1. De prime à bord la prise de mesures de référence était effectuée. Dans ce travail, les mesures de références ont été faites avec le participant assis au repos et placé à une distance de 1,5 mètre, face à un mur sur lequel était fixée une page blanche contenant une grosse tache noire. L'enregistrement était fait 1) lorsque les participants avaient les yeux fermés et 2) les yeux ouverts fixant la grosse tache noire sur le mur en face. L'EEG était enregistré durant 60 secondes pour chacune de ces deux conditions de base. Les 30 premières secondes ont été effectuées les yeux ouverts et les 30 dernières secondes les yeux fermés. Les mesures de références servent à la normalisation des données recueillies sous conditions expérimentales. Pour ce travail la référence considérée est celle avec les yeux ouverts.

Durant les conditions expérimentales, les enregistrements EEG étaient faits pendant quatre minutes (figure 5). Les délais entre chaque période d'enregistrements étaient de neuf (9) minutes; au total 12 minutes de collecte de données pour chaque tâche.

Les signaux EEG ont été traités avec les routines du logiciel Matlab (Version 2016; The MathWorks Inc, Natick, MA, USA).

Une fois les signaux traités, nous avons procédé à la normalisation des signaux de cette



façon : % puissance normalisée = [(puissance durant la tâche / puissance moyenne durant la valeur de référence) × 100%].

Nous avons calculé la densité spectrale de puissance (DSP) des signaux EEG à partir des signaux normalisés. La section « f » suivante présente le calcul de la DSP aussi bien pour l'EEG que pour l'EMG. De plus, à partir de la DSP nous avons calculé deux paramètres utiles pour évaluer l'activation cérébrale au cours des deux tâches expérimentales. Le premier est le niveau d'inhibition corticale ou « event related désynchronization (**ERD**) » et le second est le niveau de facilitation corticale ou « event related synchronization (**ERS**) ». L'ERD désigne une diminution localisée en pourcentage de l'amplitude de l'onde dans une bande de fréquence donnée. L'ERS décrit une augmentation en pourcentage d'amplitude de courte durée de l'onde pour la même bande de fréquence. Les valeurs ERD et ERS sont ainsi complémentaires et égale à 100% dans une même bande de fréquence (50, 51). Autrement dit, l'ERD et l'ERS représentent le pourcentage de changements relatifs de la puissance de l'activité du signal EEG durant une tâche par rapport à une condition de référence, dans une bande de fréquence spécifique. Ces deux paramètres, ERD et ERS, permettent d'étudier l'activité des interneurons corticaux qui sont le support de l'information d'inhibition et de facilitation corticale. Des études chez des patients souffrant de douleur chronique montrent une augmentation de l'ERD comparé aux patients sans douleur (52-54).

Par ailleurs, les études où le contexte implique une tâche physique comme dans le présent projet, les ondes bêta ( $\beta$ ) sont celles généralement étudiées(55, 56). C'est ce qui explique le choix de porter nos analyses sur cette bande de fréquence. Les ondes Beta ( $\beta$ ) sont comprises entre 13 et 30 Hz. Aussi, sur la base de la littérature et tenant compte du contexte de notre étude, parmi les 12 électrodes actives du casque EEG, nous avons choisi de procéder aux analyses sur les signaux recueillis à partir de quatre (4) électrodes. La figure 1 présente la disposition de ces électrodes (57). En effet, parce que les régions motrices corticales qui contrôlent principalement les mouvements corporels se situent au niveau du cortex temporal et préfrontal, les quatre (4) électrodes choisies sont celles positionnées vis-à-vis de ces deux régions du cortex, bilatéralement.

### 2.4.6 Transformée de Fourier rapide

Les signaux physiologiques comme ceux prélevés via l'EMG et l'EEG sont de nature non stationnaire, c'est-à-dire que leur fréquence et leur phase varient avec le temps (58, 59), justifiant l'utilisation de méthodes d'analyse temps-fréquence telles que la transformée de Fourier de courte durée (en anglais : *short-time* FFT ou ST-FFT) (60). Les méthodes d'analyse temps-fréquence généralisent la représentation du signal dans l'espace de dualité temps-fréquence  $TF_s(t_k, f_k)$ . Cette représentation permet d'apprécier comment le contenu fréquentiel d'un signal évolue au cours du temps (61, 62). De plus, elle nous informe de la nature des fréquences contenues dans le signal et de la période d'apparition des fréquences (63). L'analyse temps-fréquence par la transformée de Fourier de courtes durées consiste à segmenter le signal EEG en époques (segments de très courte durée) de telle sorte que chaque segment soit considéré comme étant « stationnaires ». L'approche de base implique l'application d'une transformée de Fourier rapide (FFT) sur chaque segment du signal multiplié par une fonction de fenêtre à verrouillage de temps appropriée avec une résolution fixe (64). Si on considère un signal EEG à temps discret  $s(t_k)$  apparaissant à chaque instant  $t_k$ , la transformée de Fourier de courte durée de ce signal est défini suivant l'équation (1) suivante (65, 66):

$$STFT\{s(t_k)\} = X(t_k, f_k) = \sum_{n=0}^{N-1} s(t_k + n)W(n, \omega, \Delta) \exp\left(-j \frac{2\pi}{N} f_k n\right) \quad f_k=1,2,\dots,N-1 \quad (1)$$

où  $t_k$  et  $f_k$  sont respectivement les variables temps et fréquence discrètes;  $\omega$  et  $\Delta$  représentent la longueur du signal EEG dans la fenêtre à verrouillage temporel et le chevauchement de la fenêtre, satisfaisant généralement à  $\Delta \leq \omega$ . L'équation précédente **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** est interprétée comme la transformée de Fourier d  $(t_k + n)$  vue à travers une fenêtre à verrouillage temporelle  $W(n, \omega, \Delta)$ . À chaque instant  $t_k$ , un segment différent du signal est présenté dans la fenêtre. Notons que l'expression  $W(n, \omega, \Delta) \exp\left(-j \frac{2\pi}{N} f_k n\right)$  dans l'équation **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** est 'énergie concentrée à l'instant  $t_k$  et la fréquence  $f_k$ . Ainsi, l'expression  $|X(t_k, f_k)|^2$  peut être considérée comme l'énergie dans le signal EEG  $s(t_k)$  à l'instant  $t_k$  et la fréquence  $f_k$ . Cette énergie est également connue sous le nom de densité spectrale de puissance (PSD) et

présente les caractéristiques de modulation du signal EEG, c'est-à-dire que la distribution de la densité d'énergie change à différents plans temps-fréquence. Dans la présente étude, nous avons considéré cette densité spectrale de puissance (DSP) pour l'estimation des événements liés à l'EMG et à l'EEG. Pour ce faire, nous avons segmenté le signal en petites fenêtres d'analyse de quatre secondes pour quantifier notre puissance spectrale en fonction du temps sur toute la longueur du signal. Le même découpage a été fait tant pour l'EMG que pour l'EEG,

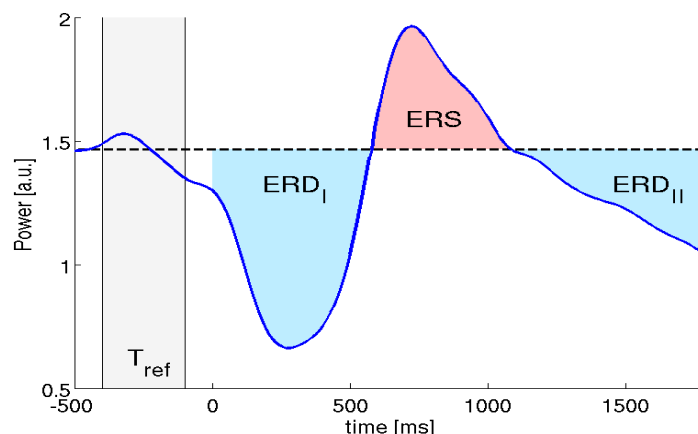
#### **2.4.7 Estimations des événements liés à l'activation corticale : l'ERD et l'ERS**

La méthode de la densité spectrale de puissance a été sélectionnée et utilisée dans le cadre de cette étude pour calculer l'ERD et l'ERS. Les données EEG sont recueillies, normalisées et enregistrées. Les moyennées afférentes ont été effectuées. Les données sont segmentées dans une fenêtre de hamming glissante à verrouillage temporel de durée d'une seconde (époque) puis la fonction d'autocorrélation (permet d'avoir la puissance) des données est ensuite calculée. La transformée de Fourier rapide (FFT) est finalement appliquée à chaque segment, ainsi que l'extraction des bandes de fréquences d'intérêt pour notre étude. La FFT de la fonction d'autocorrélation du signal EEG nous permet d'obtenir la densité spectrale de puissance pour chaque bande de fréquence, dans chaque fenêtre considérée. Ainsi, en faisant glisser la fenêtre dans le temps, on obtient la densité spectrale de puissance totale de chaque bande de fréquence du signal physiologique. Pour cette étude, il s'agit de la bande de fréquence bêta (13-30 Hz). Afin d'obtenir le pourcentage de changements relatifs liés aux événements dans la bande bêta, l'ERD et l'ERS ont été estimés à partir de l'équation 2 ci-dessous (50) :

$$ERD/ERS(k) = \frac{R-A(k)}{R} \times 100, \quad (2)$$

où A est la PSD de l'échantillon k et R représente la PSD moyenne de la période de référence (15). Selon la formule susmentionnée, les valeurs positives ( $R-A > 0$ ) indiquent que la densité spectrale de puissance de la bande de fréquence sélectionnée est inférieure à la référence (ligne de base), ce qui signifie que les oscillations diminuent leur synchronisme (figure 6). Les valeurs négatives ( $R-A < 0$ ) indiquent que la densité spectrale de puissance de la bande de fréquence sélectionnée est supérieure à la ligne de référence. La

synchronisation neuronale est plus importante et elles sont obtenues pour les valeurs de l'ERS telles que décrites ci-dessus (figure 6).



**Figure 6.** Illustration de l'ERD et ERS(67).

## 2.5 Analyses statistiques

Nous avons procédé aux tests statistiques descriptifs dont les résultats sont présentés avec des mesures de tendance centrale. L'analyse descriptive des données nous a permis de faire le choix des variables pour une analyse de variance. La distribution paramétrique des données a été vérifiée par le test de Shapiro Wilk. Une fois que la normalité des données ait été confirmée, une analyse de variance (ANOVA) (activation cérébrale X activité musculaire X niveau de douleur) a été conduite pour déterminer les différences au travers de chaque condition expérimentale. Si nécessaire, un test post-hoc a été utilisé pour localiser les différences. L'indice éta-carré partiel ( $\eta^2$  partiel) pour la taille de l'effet a également été calculé.  $\eta^2$  partiel  $\leq 0,01$  est considérée comme un effet de petite taille;  $0,01 < \eta^2$  partiel  $< 0,06$  un effet de taille moyenne;  $\eta^2$  partiel  $\geq 0,06$  est considéré comme un effet de grande taille. La valeur  $\eta^2$  partiel est un indice de mesure de la taille d'effet, il doit être rapporté uniquement lorsque la valeur de F est significative. La valeur éta-carré partiel indique la proportion de la variance spécifique expliquée par le facteur lorsque l'effet des autres facteurs est contrôlé (68). Un test de corrélation de Pearson a été fait pour déterminer si existant ou pas des liens entre nos variables d'intérêts. Le programme statistique SPSS (version 24,0 pour Windows) a été utilisé pour effectuer toutes les analyses statistiques; la signification était de 5% ( $P < 0,05$ ).

## **2.6 En résumé**

On a l'habitude de représenter un signal par une fonction continue dans le temps et de le visualiser sur un oscilloscope ou un appareil représentant la variation d'amplitude d'un phénomène en fonction du temps (électroencéphalogramme, électromyogramme, cardiogramme, sismographe, microphone, ...). L'information essentielle de ce signal (message simplifié) peut être perturbée par plusieurs facteurs de sources différents. Ils convient donc de choisir les outils appropriés pour la collecte du signal et aussi son traitement. Le choix d'un bon traitement assure l'extraction des informations utiles contenues dans le signal; c'est dans cette optique que les signaux EEG et EMG ont été traités selon une analyse fréquentielle avec des routines dédiées. En somme, les variables utiles ont été quantifiées et groupées pour procéder aux analyses statiques; les résultats de ces analyses sont présentés dans le chapitre suivant.

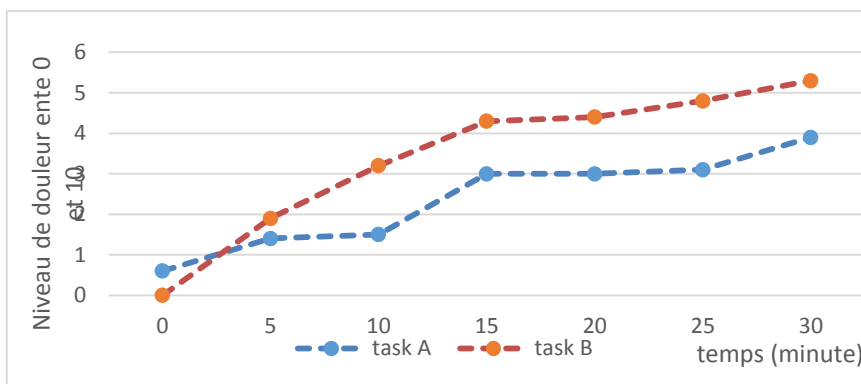
## Chapitre Résultats

### 3.1 Statistiques descriptives

La statistique descriptive est utile pour structurer et représenter l'information contenue dans les données pour des fins d'analyse.

#### 3.1.1 Perception de la douleur durant les deux tâches

Les scores de douleur recueillis aux 5 minutes avaient pour but de valider le risque liée à la tâche en terme d'exposition faible/élevée aux microblessures.



**Figure 7.** Perception de la douleur

Task A. Tâche à faible risque d'exposition aux microblessures

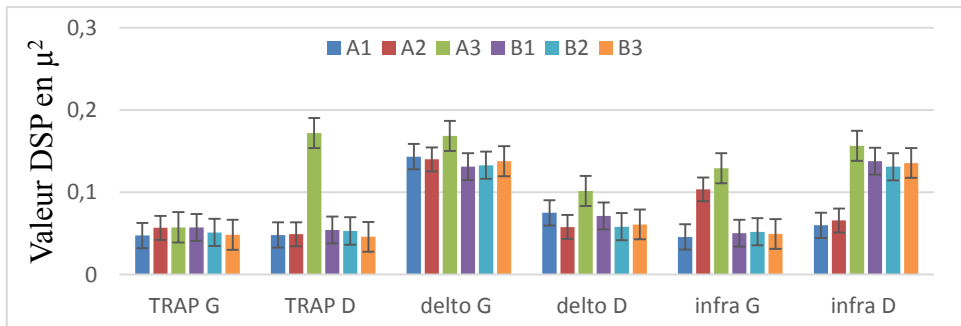
Task B. Tâche à risque élevé d'exposition aux microblessures

Ce graphique montre un niveau de douleur plus que modérée ( $\geq 4$ ) dès la 15<sup>ème</sup> minute de la tâche à risque élevé d'exposition aux microblessures (Tache B). L'augmentation de la douleur durant la tâche B à risque élevé de microblessures est significativement supérieure à l'augmentation de la douleur perçue durant la tâche A à faible risque d'exposition aux microblessures ( $P=0,006$ ). La deuxième moitié de la période de la tâche à risque élevé semble produire plus de douleur. Ces résultats permettent de penser que la tâche B représente une tâche avec un risque élevé de production de microblessures.

#### 3.1.2 Densité spectrale de puissance (DSP) de l'EMG

Nous avons décrit dans le chapitre précédent que, plus la valeur de DSP est élevée, mieux le muscle est en condition de produire la force nécessaire pour la tâche qui lui est

demandée. Autrement dit, plus le muscle a une marge de manœuvre suffisante pour aller jusqu'au bout de la tâche sans se fatiguer. Ainsi, l'observation des figures 8 et 9 ci-dessous montre une diminution des valeurs de la DSP du muscle deltoïde droit, notamment dans la tâche B à risque élevé d'exposition aux microblessures. Ce résultat suggère que la tâche B rassemble les conditions qui nuisent à la puissance du muscle.



**Figure 8.** Moyenne des valeurs de DSP\_EMG ( $\pm$  erreur de mesure), pour chaque tâche et pour chaque muscle.

#### Légende :

**A.** Tâche avec faible risque d'exposition aux microblessures :

- **A1**= 4 min de début de la tâche
- **A2**= 4 min du milieu de la tâche
- **A3**= 4 min de la fin de la tâche

**B.** Tâche avec risque élevé d'exposition aux microblessures :

- **B1**= 4 min de début de la tâche
- **B2**= 4 min du milieu de la tâche
- **B3**= 4 min de la fin de la tâche

TRAP G = trapèze gauche

TRAP D = trapèze droit

Delto G =deltoïde gauche

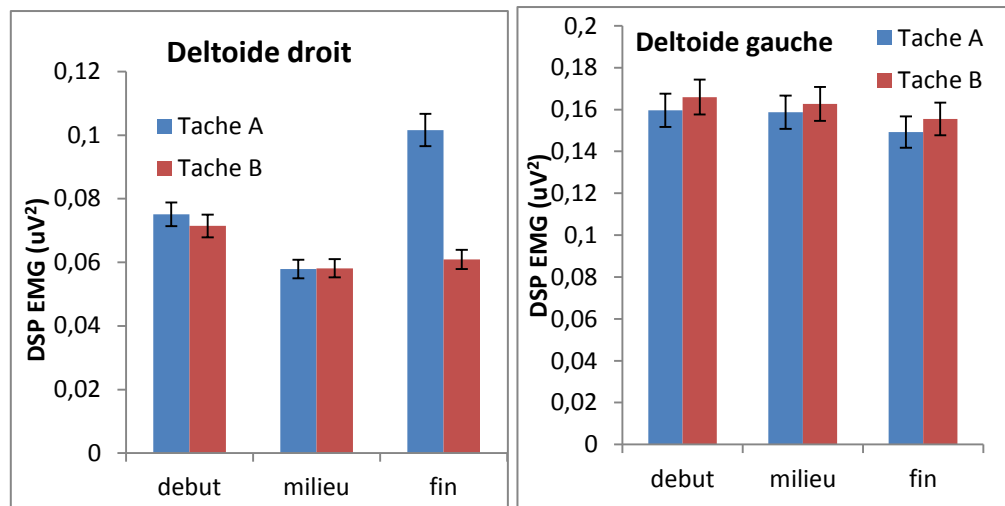
Delto D = deltoïde droit

Infra G = infra épineux gauche

Infra D = infra épineux droit

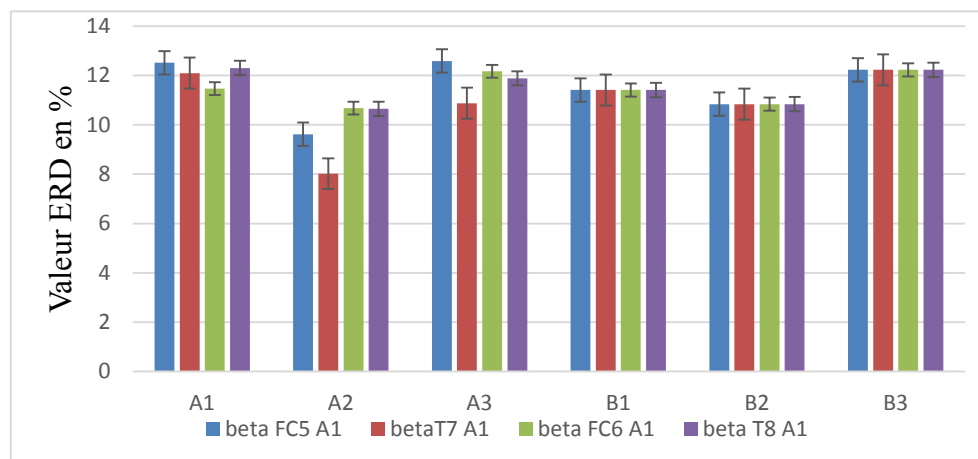
Nous avons décrit dans le chapitre précédent que, plus la valeur de DSP est élevée, mieux le muscle est en condition de produire la force nécessaire pour la tâche qui lui est

demandée. Autrement dit, plus le muscle a une marge de manœuvre suffisante pour aller jusqu'au bout de la tâche sans se fatiguer. Ainsi, l'observation de la figure 9 montre une diminution des valeurs de la DSP du muscle deltoïde droit, notamment dans la tâche B à risque élevé d'exposition aux microblessures. Ce résultat suggère que la tâche B rassemble les conditions qui nuisent à la puissance du muscle.



**Figure 9.** Activité des deux muscles deltoïde (gauche et droit) durant les deux tâches. Cette figure montre une tendance de la diminution de l'activité du deltoïde droit à la fin de la tâche à risque élevé d'exposition aux microblessures ( $p=0,092$  et  $F=2,662$ ), sans que cette diminution ne soit statistiquement significative. Suite à ces observations, d'autant plus que tous les participants étaient droitiers, il est convenu que les analyses pour l'activité musculaire subséquente porteront sur le deltoïde droit.

### 3.1.3. Statistique descriptif ERD / EEG





**Figure 10.** Moyenne des valeurs ERD dans les fréquences Beta (13 et 30 Hz), pour chaque tâche et pour les 4 sites corticaux.

**Légende :**

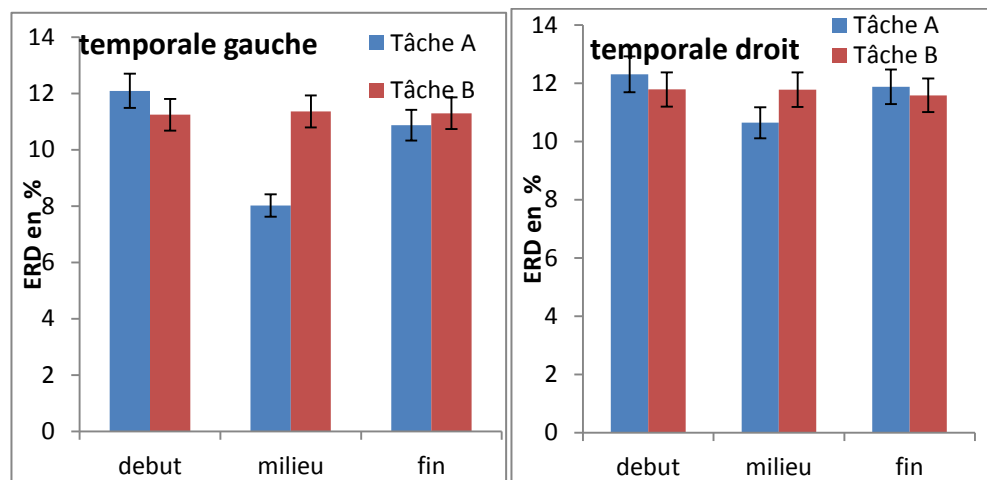
**C.** Tâche à faible risque d'exposition aux microblessures :

- **A1**= 4 min de début de la tâche
- **A2**= 4 min du milieu de la tâche
- **A3**= 4 min de la fin de la tâche

**D.** Tâche avec risque élevé d'exposition aux microblessures :

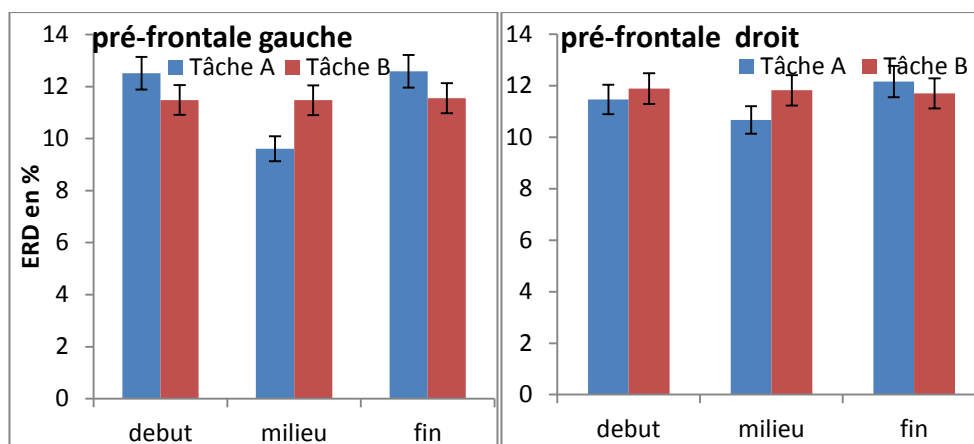
- **B1**= 4 min de début de la tâche
- **B2**= 4 min du milieu de la tâche
- **B3**= 4 min de la fin de la tâche

- FC5 = électrode préfrontale gauche
- FC6 = électrode préfrontale droite
- T7 = électrode temporale gauche
- T8 = électrode temporale droite



**Figure 11.** ERD calculé à partir du signal EEG capté avec les électrodes situées vis-à-vis du cortex temporal droit et gauche, durant les deux tâches.

Nous nous souvenons que, le cortex moteur primaire qui commande l'ensemble des mouvements volontaires est situé au niveau de la région temporelle du cortex cérébral.



**Figure 12.** ERD pré- frontale gauche et droit durant les deux tâches.

Comme mentionné plus haut, la littérature rapporte chez des patients souffrant de douleur des valeurs de l'ERD élevées (52). Dans le présent protocole de douleur aiguë, on observe une variation significative des valeurs de l'ERD durant la tâche (A) à faible risque d'exposition aux microblessures ( $p < 0.05$ ). En particulier, on note (figure 12) au niveau du cortex temporal gauche (les participants étaient tous droitiers) une diminution de l'ERD entre le début (12%) et le milieu de la tâche (8%), puis une augmentation de l'ERD à la fin de la tâche (10,87%). Une telle variation semble montrer une modulation du signal au cours de la tâche; une sorte de marge de manœuvre ou d'adaptation positive du signal cérébral tout au long de la tâche à faible risque de microblessures. À l'inverse, les valeurs ERD semblent rester élevées et similaires tout au long de la tâche (B) à risque élevé d'exposition aux microblessures. Est-ce que cela signifie que l'intensité de la tâche à risque élevé de microblessures est telle que l'adaptation cérébrale n'arrive pas à se faire? L'ensemble de résultats de la section 3.1.3 a fait porter le choix pour les analyses statistiques subséquentes sur les données issues de l'électrode positionnée vis-à-vis du lobe temporal gauche i.e. vis-à-vis du cortex moteur.

**Tableau 3.** Résumé des statistiques descriptives durant la tâche à faible risque d'exposition aux microblessures.

	Début tâche				Milieu de la tâche				Fin de la tâche			
Partici pants	ERD T7 %	ERS T7 %	DSP_ EMG $\mu v^2$	Dleur /10	ERD T7 %	ERS T7 %	DSP_ EMG $\mu v^2$	Dleur /10	ERD T7 %	ERS T7 %	DSP_ EMG $\mu v^2$	Dleur /10
Id_1	15.57	84.42	0,15	1	3.31	96.69	0,08	2	4.36	95.63	0,2	3
Id_2	17.09	82.90	0,06	1	11.39	88.61	0,01	2	11.48	88.52	0,36	3
Id_3	7.64	92.35	0,06	0	6.59	93.40	0,07	4	6.39	93.60	0,11	4
Id_4	17.14	82.86	0,14	1	11.17	88.82	0,21	4	7.89	92.10	0,15	6
Id_5	9.09	90.90	0,12	0	3.32	96.67	0,05	3	1.22	98.77	0,03	3,5
Id_6	14.29	85.71	0,13	0,75	11.77	88.23	0,01	0	11.21	88.79	0,01	0,5
Id_7	16.56	83.43	0,07	0	8.57	91.43	0,04	2	8.18	91.82	0,03	2
Id_8	6.54	93.45	0,05	2	1.13	98.86	0,02	5	11.68	88.32	0,03	6
Id_9	13.77	86.23	0,02	0	11.11	88,88	0,03	2	12.18	87.82	0,08	3
Id_10	14.57	85.45	0,04	0	10.32	89.67	0,06	0	11.15	88.85	0,07	1
Id_11	14.45	85.54	0,03	0	7.19	92.80	0,04	2	11.21	88.79	0,04	2
Id_12	13.88	86.11	0,03	0	0.34	99.66	0,06	0,5	12.16	87.84	0,10	1

ERD T7 = ERD électrode temporale gauche exprimée en % ; ERS T7 = ERS électrode temporale gauche exprimée en %; DSP\_EMG =densité spectrale de puissance de l'activité musculaire sur le deltoïde droit exprimée en  $\mu v^2$ . Dleur/10 = niveau de douleur exprimé entre 0 et 10.

Ce tableau permet d'observer une variation inter-individu de l'activation cérébrale quoi que la tâche soit à faible risque de microblessures.

**Tableau 4.** Résumé des statistiques descriptives durant la tâche à risque élevé d'exposition aux microblessures.

	Début tâche				Milieu de la tâche				Fin de la tâche			
Partici pants	ERD T7 %	ERS T7 %	DSP $\mu v^2$	Dleur /10	ERD T7 %	ERS T7 %	DSP $\mu v^2$	Dleur /10	ERD T7 %	ERS T7 %	DSP $\mu v^2$	Dleur /10
Id_1	17.38	82.62	0.13	0	10.26	89.74	0.14	4	10.72	89.29	0.11	5
Id_2	14.33	85.66	0.04	0	3.89	96.10	0.08	4	5.21	94.79	0.04	5
Id_3	15.58	84.42	0.09	0	8.78	91.21	0.07	5.5	10.37	89.62	0.06	6.5
Id_4	14.98	85.02	0.19	0	4.09	95.91	0.18	5	9.94	90.06	0.14	5.5
Id_5	13.73	86.26	0.05	0	6.50	93.49	0.07	3	5.63	94.37	0.05	4.5
Id_6	6.06	93.94	0.04	0	10.09	89.90	0.02	0.25	10.15	89.85	0.11	4
Id_7	15.91	84.09	0.12	0	9.36	90.64	0.04	2	9.57	90.42	0.03	3
Id_8	14.88	85.12	0.03	0	9.78	90.21	0.02	5	11.55	88.44	0.03	6.5
Id_9	16.28	83.71	0.02	2	11.52	88.47	0.02	4	11.35	88.65	0.05	5
Id_10	17.31	82.69	0.05	1	22.79	77.21	0.03	5	14.39	85.60	0.05	6
Id_11	11.24	88.76	0.04	0	5.52	94.48	0.02	4	6.16	93.84	0.04	5.5
Id_12	15.99	84.01	0.04	0	0.55	99.45	0.02	0.5	12.46	87.54	0.02	2.5

ERD T7 = ERD électrode temporale gauche exprimé en % ; ERS T7 = ERS électrode temporale gauche exprimé en %; DSP\_EMG =densité spectrale de puissance de l'activité musculaire sur le deltoïde droit exprimé en  $\mu v^2$ . Dleur/10 = niveau de douleur exprimé entre 0 et 10.

Le tableau 4, ci-dessus référencé, permet de noter que neuf (9) individus sur douze, rapportent une douleur ressentie supérieure à modérée, durant la tâche (B) à risque élevé

d'exposition aux microblessures. L'on note également des valeurs moyennes de l'ERD qui sont plus élevées dans la tâche B (12,09%) par rapport à la tâche A (10,32%). Ces résultats descriptifs tendent à renforcer l'idée que la marge de manœuvre ou la variation physiologiques est réduite dans cette condition expérimentale.

## **3.2 Résultats des analyses statistiques**

### **3.2.1 Résultat objectif spécifique 1**

Cet objectif vise à déterminer les changements dans l'activation cérébrale et l'activité musculaire en lien avec l'exposition aux microblessures musculaires.

#### **3.2.1.1 Changements corticaux et musculaires à travers la tâche A**

Les résultats montrent un changement intra sujet significatif des niveaux de l'activation cérébrale ( $F=121$ ,  $p=0.00$ ), de l'activité musculaire (du muscle deltoïde droit) ( $F=4.71$ ,  $p=0.02$ ) et de l'interaction entre l'activation cérébrale et l'activité musculaire ( $F=11.2$ ,  $p=0.001$ ). Les comparaisons appariées avec ajustement de Bonferroni montrent que l'activation cérébrale soit la valeur de l'ERD est en moyenne de 12,09% dans la première période de la tâche avec faible risque d'exposition aux microblessures; puis l'ERD diminue durant la période intermédiaire à 8,01% pour remonter légèrement et à la fin de la période à 10,87%. La densité de puissance spectrale de l'activité musculaire ne montre pas un changement significatif durant cette tâche.

#### **3.2.1.2 Changements corticaux et musculaires à travers la tâche B**

Les résultats ne montrent aucun changement ni pour l'EEG ni pour l'EMG durant cette tâche à risque élevée de microblessures. La valeur de l'ERD est en moyenne de 11.35 % dans la première période de la tâche puis 12,08% à la période intermédiaire et 11,54% à la dernière période de la tâche. Les valeurs moyennes de l'EMG ne ressortent pas non plus significativement différentes tout au long de cette tâche avec ( $0.071 \mu V^2$ ) dans la première période de la tâche et ( $0.060 \mu V^2$ ) dans la dernière période.

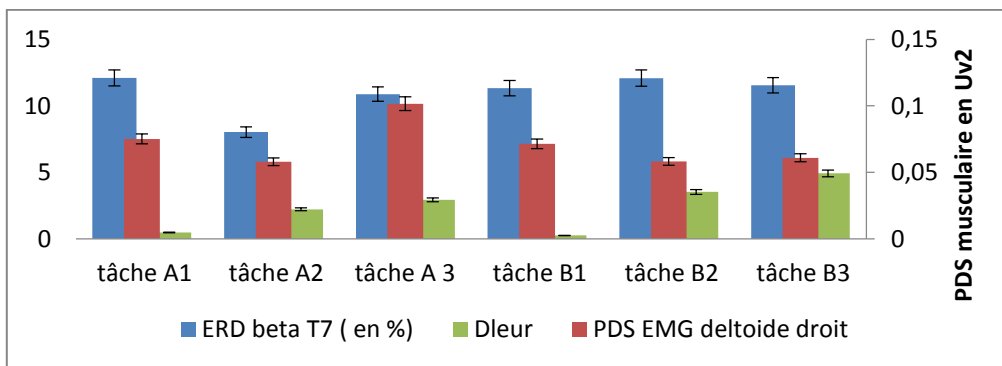
#### **3.2.1.3 Changements corticaux et musculaires entre les tâches A et B**

Les résultats montrent un changement significatif des niveaux de l'activation cérébrale entre les deux conditions expérimentales ( $F=88.02$ ,  $p=0.025$ ), et aussi de l'activité

musculaire non significative ( $F=2.66$ ,  $p= 0.127$ ). En particulier, au milieu de la tâche, l'activation cérébrale est en moyenne de 12.08% pour la tâche à risque élevé (B) contre 8.01% pour la tâche avec faible risque d'exposition aux microblessures (A). Pour ce qui est de l'activité musculaire, en particulier on observe une différence non significative entre les deux conditions. L'activité musculaire est en moyenne de ( $0.10 \mu V_2$ ) pour la tâche A et de ( $0.06 \mu V_2$ ) pour la tâche B

### 3.2.2 Résultat de l'objectif spécifique 2

Cet objectif spécifique visait à vérifier la relation entre les paramètres d'activation cérébrale, l'activité musculaire et la douleur, durant les deux tâches expérimentales.



**Figure 13.** Graphique des Corrélations entre l'activité musculaire, l'activation cérébrale et la douleur durant les deux tâches.

Les résultats ne montrent pas de relation significative entre l'activation (inhibition) cérébrale, l'activité musculaire (deltoïde droit) et la douleur durant la tâche A à faible risque de microblessures ni durant la tâche B à risque élevé de microblessures.

En résumé, cette section sur les résultats, on sait que plus les valeurs DSP des muscles sont élevées, plus le muscle détient de la marge de manœuvre nécessaire pour accomplir la charge de travail exigée. À l'inverse pour l'ERD, plus les valeurs ERD sont faibles, plus l'activation corticale dispose de la marge de manœuvre. Les résultats de ce projet, quoique non significatifs, tendent à définir un patron qui combine DSP-ERD stationnaire tout au long de la tâche à risque élevé avec un DSP musculaire diminuée et ERD cérébrale élevé. Tandis que ce patron semble montré une certaine variation tout au long de la tâche à faible risque.

## **Discussion et conclusion**

### **4.1 Discussion**

L'originalité de ce projet de maîtrise se situe dans le fait que la problématique des TMS est abordée en termes de risque lié à la physiologie individuelle. Le fil conducteur était de caractériser les déterminants physiologiques / biologiques personnels infra-cliniques fortement modulés par le risque d'exposition aux microblessures anatomiques. Ces microblessures dont on n'est pas encore conscient. Un des deux objectifs spécifiques de ce mémoire de maîtrise était de déterminer les changements d'activation cérébrale et d'activité musculaire en lien avec des microblessures musculaires, au cours d'une tâche manuelle. Nos résultats montrent un DSP musculaire diminuée et un ERD de l'activation cérébrale élevée; les deux paramètres pris conjointement suggèrent un patron physiologique inverse (à un patron observé durant une tâche plus sécuritaire) en présence de contraintes biomécaniques à risque élevé de production d'un TMS. Nos résultats tendent à confirmer l'hypothèse de départ de ce travail à l'effet que la désynchronisation neuronale (l'augmentation de l'ERD) suggère une baisse de régime de l'activation corticale (69, 70) et subséquemment un impact délétère sur l'activité musculaire dont la puissance s'en trouve diminuée également.

Nous nous sommes appuyés sur la littérature pour faire nos analyses avec les ondes Beta. En effet, un surmenage de l'activation corticale peut, entre autres, se traduire par une augmentation de l'ERD sur les fréquences Beta lorsque le cerveau activité (55, 71, 72). Nos résultats semblent en accord avec la littérature.

Par ailleurs, nos résultats montrent que les signaux EMG et EEG montrent respectivement une baisse de densité spectrale de puissance et une augmentation de l'ERD vers la fin de la tâche (B) à risque élevé de microblessures. Ceci rejoint les travaux de Spielholz qui démontrent qu'il faut attendre au moins 15 minutes de contraintes biomécaniques pour observer des altérations biologiques [40].

Par contre, aucune corrélation significative n'a été trouvée entre les variables physiologiques, ni avec la douleur. Cependant, la mesure de la corrélation n'est peut-être pas la meilleure façon de représenter le phénomène observé. Par exemple, le seuil du patron ERD / EMG c.à.d. le seuil des données ERD et PDS\_EMG obtenues pourrait être une façon

de rendre compte de l'état physiologique d'un travailleur manuelle. De plus, le fait qu'aucune corrélation n'ait été observée, cette étude reste quand même à confirmer chez les personnes souffrant de douleur chronique et assignée à des tâches manuelles plus complexes et ce durant de longues périodes.

Nos résultats montrent qu'il est possible de quantifier ce qui se passe in vivo chez le travailleur manuel exposé au risque de développer un TMS, en utilisant un EEG et un EMG portatifs. Ces deux proxys permettent de déterminer un patron EMG-EEG observable vers la 25<sup>ième</sup> minute de la tâche. Bien que plus d'études soient nécessaires afin de bien caractériser le patron témoin d'un risque élevé de microblessures, les connaissances générées par ce mémoire de recherche pourraient contribuer à la prévention en santé au travail en plus des actions ergonomiques.

## **4.2 Conclusion**

Ce mémoire est le rendu d'une étude exploratoire dont l'intention était d'examiner de fournir des données qui serviront à estimer la taille de l'échantillon nécessaire à une étude d'envergure. En effet, cette étude expérimentale était un premier jalon d'une étude de plus grande taille qui se ferait chez les coiffeurs et coiffeuses au sein même des salons de coiffure.



## **Limites des travaux de recherche**

Quoique ces résultats du présent travail soient encourageants, ils devraient être interprétés dans son contexte bien spécifique qui comporte évidemment plusieurs limites. Premièrement, cette étude inclut une taille d'échantillon restreinte bien que nous examinons relativement un grand nombre de variables. Par ailleurs, les algorithmes utilisés pour les analyses devraient être intelligents pour limiter la manipulation manuelle d'une aussi grande quantité de données et aussi pour à terme rendre accessible la lecture de signaux physiologiques aux préventeurs en santé et sécurité au travail.

Aussi, les expériences quoi que réalistes du milieu de la coiffure ont été effectuées en laboratoire où les paramètres environnementaux (bruits, éclairage température, postures, opérations) étaient contrôlés. Il n'est pas exclu qu'arriver en milieu de travail réel, que d'autres paramètres influent sur les données. Naturellement, ceci était une étude transversale. Une perspective longitudinale offrirait certainement plus d'informations sur la susceptibilité individuelle.

## **Perspectives**

Il serait intéressant avec une puissance statistique appropriée de définir le seuil « clinique » des données ERD et PDS\_EMG obtenues. L'on pourrait, par la suite, penser à développer des algorithmes intelligents embarqués dans des dispositifs médicaux basés sur les signaux physiologiques à titre préventif en santé de travail.

## Références bibliographiques

1. Roquelaure Y, Ha C, Leclerc A, Touranchet A, Sauteron M, Imbernon E. Surveillance des principaux troubles musculo-squelettiques et de l'exposition au risque dans les entreprises en 2002 et 2003. Numéro thématique La surveillance épidémiologique des troubles musculo-squelettiques. 2005:224.
2. Statistics BoL. Lost-Worktime Injuries and Illnesses: Characteristics and Resulting Time Away from Work, 2004. US Dept. of Labor, Bureau of Labor Statistics, Safety and Health Statistics Program Washington, DC; 2005.
3. Chéron Cn. Blessures de surutilisation des membres: l'exposition sportive a-t-elle une influence? : Université Paris-Saclay; 2017.
4. Desprat D. Une socialisation au travail émotionnel dans le métier de coiffeur. La nouvelle revue du travail. 2015(6).
5. Drolet C. norme professionnelle coiffeuse ou coiffeur approuvée par la Ministre de l'Emploi et de la Solidarité sociale le 5 avril 2012 2012 (6).
6. Mussi G, Gouveia N. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders in Brazilian hairdressers. Occupational medicine. 2008;58(5):367-9.
7. Kuorinka I. Work related musculoskeletal disorders (WMSDs). A reference book for prevention. 1995:46-53.
8. Vézina M, Cloutier E, Stock S, Lippel K, Fortin E, Delisle A, et al. Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et sécurité du travail (EQCOTESST) RR-691. Montréal, QC: Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail Récupéré du site de l'organisme: <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/RR-691.pdf>. 2011.
9. Ranasinghe P, Perera YS, Lamabadusuriya DA, Kulatunga S, Jayawardana N, Rajapakse S, et al. Work related complaints of neck, shoulder and arm among computer office workers: a cross-sectional evaluation of prevalence and risk factors in a developing country. Environmental Health. 2011;10(1):70.
10. Trinkoff AM, Lipscomb JA, Geiger-Brown J, Brady B. Musculoskeletal problems of the neck, shoulder, and back and functional consequences in nurses. American journal of industrial medicine. 2002;41(3):170-8.
11. Morse T, Bruneau H, Dussetschleger J. Musculoskeletal disorders of the neck and shoulder in the dental professions. Work. 2010;35(4):419-29.
12. Aweto HA, Tella BA, Johnson OY. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among hairdressers. International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health. 2015;28(3):545-55.
13. Fang H-L, Chen RC, Fang H-P, Xu Q. An ergonomic approach to an investigation into the risk factors leading to work-related musculoskeletal disorders for Taiwanese hairdressers. Proceedings of International Association of Societies of Design Research IASDR. 2007.
14. Aas RW, Tuntland H, Holte KA, Røe C, Lund T, Marklund S, et al. Workplace

interventions for neck pain in workers. Cochrane database of systematic reviews. 2011(4).

15. Aas RW, Tuntland H, Holte KA, Røe C, Lund T, Marklund S, et al. Workplace interventions for neck pain in workers. The Cochrane Library. 2011.
16. Descatha A, Roquelaure Y, Ha C, Touranchet A, Chastang J-F, Mariot C, et al. Surveillance épidémiologique des pathologies d' hypersollicitation du membre supérieur d' origine professionnelle. Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement. 2007;68(2):153-60.
17. Berger B, Minarik T, Liuzzi G, Hummel FC, Sauseng P. EEG oscillatory phase-dependent markers of corticospinal excitability in the resting brain. BioMed research international. 2014;2014.
18. Nasserouleslami B, Lakany H, Conway BA. EEG signatures of arm isometric exertions in preparation, planning and execution. Neuroimage. 2014;90:1-14.
19. Tecchio F, Zappasodi F, Porcaro C, Barbati G, Assenza G, Salustri C, et al. High-gamma band activity of primary hand cortical areas: a sensorimotor feedback efficiency index. Neuroimage. 2008;40(1):256-64.
20. Punnett L, Wegman DH. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. Journal of electromyography and kinesiology. 2004;14(1):13-23.
21. Sorensen CJ, Johnson MB, Callaghan JP, George SZ, Van Dillen LR. Validity of a paradigm for low back pain symptom development during prolonged standing. The Clinical journal of pain. 2015;31(7):652.
22. Andersen JH, Haahr JP, Frost P. Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: A two-year prospective study of a general working population. Arthritis & Rheumatism. 2007;56(4):1355-64.
23. Ngomo S, Leonard G, Mercier C. Influence of the amount of use on hand motor cortex representation: effects of immobilization and motor training. Neuroscience. 2012;220:208-14.
24. Madeleine P, Mathiassen SE, Arendt-Nielsen L. Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck–shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. Experimental Brain Research. 2008;185(4):689-98.
25. Madeleine P, Samani A, Binderup AT, Stensdotter A. Changes in the spatio-temporal organization of the trapezius muscle activity in response to eccentric contractions. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2011;21(2):277-86.
26. Sun H, Blakely TM, Darvas F, Wander JD, Johnson LA, Su DK, et al. Sequential activation of premotor, primary somatosensory and primary motor areas in humans during cued finger movements. Clinical Neurophysiology. 2015;126(11):2150-61.
27. Ngomo S, Mercier C, Bouyer LJ, Savoie A, Roy J-S. Alterations in central motor representation increase over time in individuals with rotator cuff tendinopathy. Clinical Neurophysiology. 2015;126(2):365-71.
28. Baliki MN, Schnitzer TJ, Bauer WR, Apkarian AV. Brain morphological signatures

for chronic pain. PloS one. 2011;6(10):e26010.

29. RERBAL S. Traitement Numerique Du Signal Physiologique En Telemedecine 2014.
30. Connac S. Apprendre avec les pédagogies coopératives: démarches et outils pour l'école: ESF Sciences Humaines; 2017.
31. da Silva FL, editor The genesis of EEG phenomena: hot topics of the last decade. 19th Biennial Conference; 2016.
32. Hauk O, Giraud A-L, Clarke A. Brain oscillations in language comprehension. *Language, Cognition and Neuroscience*. 2017;32(5):533-5.
33. da Silva FL. EEG and MEG: relevance to neuroscience. *Neuron*. 2013;80(5):1112-28.
34. Handayani N, Haryanto F, Khotimah SN, Arif I, Taruno WP. Coherence and phase synchrony analyses of EEG signals in Mild Cognitive Impairment (MCI): A study of functional brain connectivity. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*. 2018;24(1):1-9.
35. Campagne A, Vercueil L. Chapitre 1. Électroencéphalographie. *Electrophysiologie de la cognition*: Dunod; 2013. p. 17-55.
36. Ram SK, Molinas M, Kulia G. Experience designing a BCI for flying a drone based on the use of Empirical Mode Decomposition 2016.
37. Banzet S, Koulmann N, Bourdon L. Activité physique et hyperthermie. *Med Armées*. 2012.
38. Korb S, Delplanque S. Chapitre 8. Électromyographie (EMG). *Electrophysiologie de la cognition*: Dunod; 2013. p. 179-94.
39. Mercier M, Berrewaerts J, Jacques V, Moreau M-A. Vivre, lutter, aimer avec une maladie neuromusculaire: Presses universitaires de Namur; 2016.
40. David G, Woods V, Li G, Buckle P. The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Applied ergonomics*. 2008;39(1):57-69.
41. Husemann B, Von Mach CY, Borsotto D, Zepf KI, Scharnbacher J. Comparisons of musculoskeletal complaints and data entry between a sitting and a sit-stand workstation paradigm. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. 2009;51(3):310-20.
42. Spielholz P, Silverstein B, Morgan M, Checkoway H, Kaufman J. Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics*. 2001;44(6):588-613.
43. Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2000;10(2):79-91.
44. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of*

electromyography and kinesiology. 2010;20(6):1023-35.

45. MIRKA GA. The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*. 1991;34(3):343-52.
46. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*. 1999;8(2):13-54.
47. Li P, Meziane R, Otis MJ-D, Ezzaidi H, Cardou P, editors. A smart safety helmet using IMU and EEG sensors for worker fatigue detection. *Robotic and Sensors Environments (ROSE)*, 2014 IEEE International Symposium on; 2014: IEEE.
48. Pfurtscheller G, Da Silva FL. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical neurophysiology*. 1999;110(11):1842-57.
49. Pfurtscheller G, Aranibar A. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Clinical Neurophysiology*. 1977;42(6):817-26.
50. Chang P, Arendt-Nielsen L, Chen AC. Differential cerebral responses to aversive auditory arousal versus muscle pain: specific EEG patterns are associated with human pain processing. *Experimental brain research*. 2002;147(3):387-93.
51. Neumann H, Mönkemüller K, Kandulski A, Malfertheiner P. Dyspepsia and IBS symptoms in patients with NERD, ERD and Barrett's esophagus. *Digestive Diseases*. 2008;26(3):243-7.
52. Yoshino A, Okamoto Y, Onoda K, Shishida K, Yoshimura S, Kunisato Y, et al. Sadness enhances the experience of pain and affects pain-evoked cortical activities: an MEG study. *The Journal of Pain*. 2012;13(7):628-35.
53. Engel AK, Fries P. Beta-band oscillations—signalling the status quo? *Current opinion in neurobiology*. 2010;20(2):156-65.
54. Tzagarakis C, Ince NF, Leuthold AC, Pellizzer G. Beta-band activity during motor planning reflects response uncertainty. *Journal of Neuroscience*. 2010;30(34):11270-7.
55. Ouanezar S. Contrôle moteur par le cervelet et interface Cerveau-Machine pour commander un doigt robotique: *Télécom ParisTech*; 2010.
56. Gersch W, Kitagawa G. Smoothness Priors in Time Series. *stanford univ ca dept of statistics*; 1987.
57. Aldroubi A, Unser M. *Wavelets in medicine and biology*: CRC press; 1996.
58. Tong S, Thakor NV. *Quantitative EEG analysis methods and clinical applications*: Artech House; 2009.
59. Boashash B. *Time-frequency signal analysis and processing: a comprehensive reference*: Academic Press; 2015.
60. Flandrin P. *Time-frequency/time-scale analysis*: Academic press; 1998.
61. Gonzalez Andino S, Grave de Peralta Menendez R, Thut G, Spinelli L, Blanke O, Michel C, et al. Measuring the complexity of time series: an application to neurophysiological signals. *Human brain mapping*. 2000;11(1):46-57.

62. Ryan DB. Improving brain-computer interface performance: Giving the P300 speller some color: East Tennessee State University; 2011.
63. Alan VO, Ronald WS, John R. Discrete-time signal processing. New Jersey, Printice Hall Inc. 1989.
64. Sanei S, Chambers JA. EEG signal processing: John Wiley & Sons; 2013.
65. Lemm S, Müller K-R, Curio G. A generalized framework for quantifying the dynamics of EEG event-related desynchronization. PLoS computational biology. 2009;5(8):e1000453.
66. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd. Hillsdale, NJ: erlbaum; 1988.
67. Graitmann B, Huggins J, Levine S, Pfurtscheller G. Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data. Clinical Neurophysiology. 2002;113(1):43-7.
68. Neuper C, Wörtz M, Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. Progress in brain research. 2006;159:211-22.
69. Yuan H, Liu T, Szarkowski R, Rios C, Ashe J, He B. Negative covariation between task-related responses in alpha/beta-band activity and BOLD in human sensorimotor cortex: an EEG and fMRI study of motor imagery and movements. Neuroimage. 2010;49(3):2596-606.
70. Kühn AA, Williams D, Kupsch A, Limousin P, Hariz M, Schneider GH, et al. Event-related beta desynchronization in human subthalamic nucleus correlates with motor performance. Brain. 2004;127(4):735-46.

## Annexe 1 : Questionnaire de latéralité manuelle d'Edinburgh

Adaptation du test de latéralité manuelle (Edinburgh Handedness Inventory).  
Merci d'indiquer votre main préférée dans les activités suivantes :

Activité	Préférence	Gauche	Droite
1. Ecrire	Aucune préférence ▼	1	1
2. Dessiner	<Sélectionner> ▼		
3. Lancer une balle	<Sélectionner> ▼		
4. Tenir une paire de ciseaux	<Sélectionner> ▼		
5. Se brosser les dents	<Sélectionner> ▼		
6. Tenir un couteau (sans fourchette)	<Sélectionner> ▼		
7. Tenir une cuillère	<Sélectionner> ▼		
8. Tenir un balai (main doinnante)	<Sélectionner> ▼		
9. Ouvrir un couvercle	<Sélectionner> ▼		
10. Shooter dans un ballon	<Sélectionner> ▼		
<b>Total</b>		<b>1</b>	<b>1</b>

<b>Votre score de latéralité manuelle</b>
<p align="center"><b>Inconnu</b></p> <p align="center">(Renseignez les 10 items pour le connaître)</p>

**-1.0**   <--   **-0.5**   <--   **0.0**   -->   **+0.5**   -->   **+1.0**  
 Pure gaucher   Gaucher mixte   Neutre   Droitier mixte   Pure droitier

La formule utilisée pour calculer le score :  $(\text{Droite} - \text{Gauche}) / (\text{Droite} + \text{Gauche})$ .

## Annexe 2 : mini mental state examination (m,m,s,e)

MINIMENTAL STATE EXAMINATION (M.M.S.E)	
Date : .....	Etiquette du patient
Évalué(e) par :	

Je vais vous poser quelques questions pour apprécier comment fonctionne votre mémoire, Les unes sont très simples, les autres un peu moins, Vous devez répondre du mieux que vous pouvez, Quelle est la date complète d'aujourd'hui ?

.....

☐ Si la réponse est incorrecte ou incomplète, posez les questions restées sans réponse, dans l'ordre suivant :

!Ouu! !Ouu!

en quelle année sommes-nous ? !\_\_\_\_! 4, Quel jour du mois ? !\_\_\_\_!

en quelle saison ? !\_\_\_\_! 5, Quel jour de la semaine ? !\_\_\_\_!

en quel mois ? !\_\_\_\_!

☐ Je vais vous poser maintenant quelques questions sur l'endroit où nous nous trouvons,

Quel est le nom de l'Hôpital où nous sommes ? !\_\_\_\_!

Dans quelle ville se trouve-t-il ? !\_\_\_\_!

Quel est le nom du département dans lequel est située cette ville ? !\_\_\_\_!

Dans quelle province ou région est situé ce département ? !\_\_\_\_!

A quel étage sommes-nous ici ? !\_\_\_\_!

### APPRENTISSAGE

☐ Je vais vous dire 3 mots ; je voudrais que vous me les répétiez et que vous essayiez de les retenir car je vous les demanderai tout à l'heure,

Cigare [citron [fauteuil !\_\_\_\_!

fleur ou [clé ou [tulipe !\_\_\_\_!

porte [ballon [canard !\_\_\_\_! Répéter les 3 mots,

### ATTENTION ET CALCUL

☐ Voulez-vous compter à partir de 100 en retirant 7 à chaque fois ?

16, 79 !\_\_\_\_!

17, 72 !\_\_\_\_!

18, 65 !\_\_\_\_!

☐ Pour tous les sujets, même pour ceux qui ont obtenu le maximum de points, demander : « voulez-vous épeler le mot MONDE à l'envers » : E D N O M,



## RAPPEL

☐ Pouvez-vous me dire quels étaient les 3 mots que je vous ai demandé de répéter et de retenir tout à l'heure ?

Cigare [citron [fauteuil !\_\_\_\_\_!

fleur ou [clé ou [tulipe !\_\_\_\_\_!

porte [ballon[canard !\_\_\_\_\_!

est le nom de cet objet? Montrer un crayon, !\_\_\_\_\_!

Quel est le nom de cet objet Montrer une montre !\_\_\_\_\_!

Ecoutez bien et répétez après moi : « PAS DE MAIS, DE SI, NI DE ET »!\_\_\_\_\_!

☐ Poser une feuille de papier sur le bureau, la montrer au sujet en lui disant : « écoutez bien et faites ce que je vais vous dire » (consignes à formuler en une seule fois) :

prenez cette feuille de papier avec la main droite, !\_\_\_\_\_!

Pliez-la en deux, !\_\_\_\_\_!

et jetez-la par terre », !\_\_\_\_\_!

☐ Tendre au sujet une feuille de papier sur laquelle est écrit en gros caractères : « FERMEZ LES YEUX » et dire au sujet :

«faites ce qui est écrit », !\_\_\_\_\_!

☐ Tendre au sujet une feuille de papier et un stylo en disant :

voulez-vous m'écrire une phrase, ce que vous voulez,

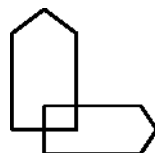
mais une phrase entière, » !\_\_\_\_\_!

## PRAXIES CONSTRUCTIVES,

☐ Tendre au sujet une feuille de papier et lui demander :

« Voulez-vous recopier ce dessin », !\_\_\_\_\_!

SCORE TOTAL (0 à 30) !\_\_\_\_\_!



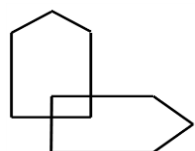
## **FERMEZ LES YEUX**

### Phrase

.....

.....,,

### Recopier le dessin :



## **Annexe 3 : Formulaire de consentement en Laboratoire**



Université du Québec à Chicoutimi

### **FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT PARTICIPANT AU LABORATOIRE**

#### **– GROUPE DE RÉFÉRENCE –**

##### **TITRE DU PROJET**

Mesures électrophysiologiques : indicateurs d'exposition aux microblessures anatomiques à risque de troubles musculo-squelettiques

##### **RESPONSABLE(S) DU PROJET DE RECHERCHE**

###### **Responsable du projet**

Ulrich Youta Momene

Étudiant en Maîtrise de recherche

Programme de Médecine expérimentale

UQAC

(418) 545-5011, poste 2212

###### **Directrice de recherche**

Suzy Ngomo, Ph.D

Professeure –chercheure

Département des Sciences de la Santé

UQAC

(418) 545-5011, poste 4641

###### **Co-directeur**

Martin Otis, Ph.D

Professeur – chercheur

Département des Sciences Appliquées

UQAC

Martin\_Otis@uqac.ca

(418) 545-5011, poste 2577

##### **PRÉAMBULE**

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche, Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet et de signer ce formulaire d'information et de consentement,

veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent,

Ce formulaire peut contenir des mots que vous ne comprenez pas, Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur responsable du projet ou aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair,

## **NATURE, OBJECTIFS ET DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE**

### **Description du projet de recherche**

Vous êtes invités à participer à un projet qui a pour titre «**Mesures électrophysiologiques : indicateurs d'exposition aux microblessures anatomiques à risque de troubles musculo-squelettiques**»,

Ce projet se déroulera sous la responsabilité d'Ulrich YOUTA, étudiant en maîtrise de recherche en médecine expérimentale, sous la direction des professeurs chercheurs Suzy Ngomo et Martin Otis,

Le fait est qu'à un même poste de travail à risque de trouble musculo-squelettique (TMS), un travailleur va développer un TMS, tandis qu'un autre n'en développera pas, Une question se pose : quels sont les déterminants personnels ou individuels favorables au développement d'un TMS ? Et, la sous-question qui en découle est quels sont les déterminants personnels ou individuels chez un travailleur qui ne développe pas un TMS, bien que travaillant sur un poste à risque pour les TMS ?

Par ailleurs, contrairement à l'idée répandue, les tâches manuelles comme coiffeurs et coiffeuses sont facilitées par un niveau d'activité cérébrale élevé, alors que les tâches demandant un haut niveau de réflexion sont accomplies plus efficacement avec un niveau d'activation cérébrale moins élevé, En plus, les différentes sources de pressions lors de l'exécution d'une tâche (bruits ambiants, pression à la tâche, performance et autres distractions) exigent un effort cérébral supplémentaire pour le maintien de son attention sur la tâche, Pour dire que le travail manuel a bel et bien sa part d'exigence sur la l'activité du cerveau,

On peut donc imaginer qu'au poste de coiffure, les mouvements répétitifs, les postures contraignantes, les quarts de travail souvent de sept heures et plus, exposent le coiffeur /coiffeuse à une baisse de régime de l'activité cérébrale et aussi à la fatigue musculaire, Par conséquent, on peut penser que la combinaison : faible niveau d'activité cérébrale plus fatigue musculaire peut résulter en des gestes inappropriés exposant les structures anatomiques à des microblessures, des microblessures qui peuvent par accumulation aboutir au développement d'un TMS dont le symptôme le plus fréquent est la douleur à un site corporel comme à l'épaule, au cou, au bas du dos,

Cette étude se propose donc d'identifier des paramètres significatifs dans les signaux d'activation du cerveau, d'activation musculaire et dans les posture/mouvements, chez les travailleurs et travailleuses de la coiffure, Des paramètres physiologiques qui pourraient permettre d'identifier le risque individuel à développer un TMS, L'idée est de déterminer les indicateurs à partir des signaux physiologiques pouvant sonner l'alarme que les tissus anatomiques sont fortement exposés à des microblessures,

## Objectif(s) spécifique(s)

identifier les variations des niveaux d'activation cérébrale, en contexte du travail manuel de coiffure;

identifier les variations des niveaux d'activation musculaire durant le travail manuel de coiffure;

Déterminer un indicateur à partir des données d'activation cérébrale et musculaire pouvant quantifier le risque d'exposition à une micro blessure,

## Déroulement

### Critères d'inclusion :

Être âgé(e) de 18 ans ou plus,

Être apte à la prise de décision,

Être asymptomatique pour un TMS dans les 30 derniers jours précédant la collecte de données

### Critères d'exclusion:

Présenter un antécédent de lésion cérébrale, de trouble psychotique ou d'épilepsie,

prendre une médication pour une affection neurologique ou psychiatrique sur une base régulière,

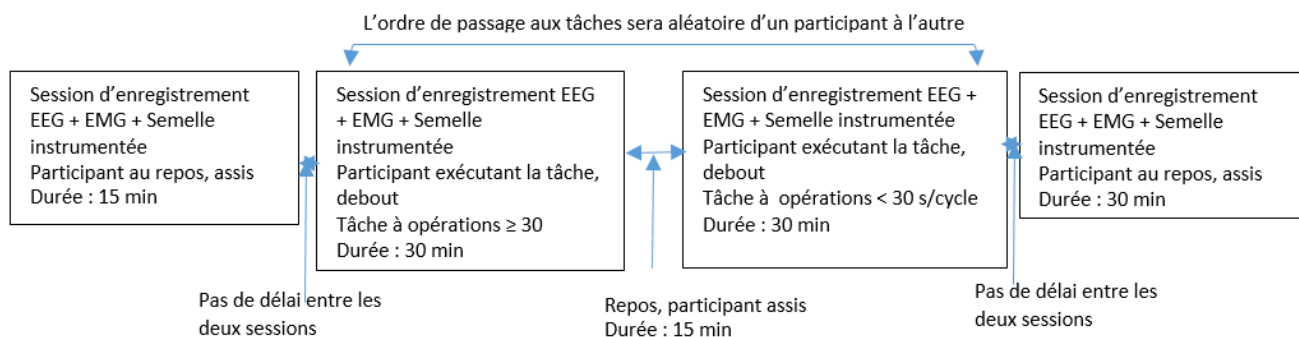
Travailler régulièrement comme coiffeuse / coiffeur

Souffrir d'un TMS

Travailler en posture debout prolongée plus de 4 heures par quart de travail

Si vous acceptez de participer à ce projet et que vous n'êtes pas dans une des situations mentionnées dans les critères d'exclusion décrits ci-haut, votre participation impliquera votre participation à l'expérimentation au laboratoire qui comprend : **1)** recueillir vos informations personnelles, **2)** exécuter deux tâches de coiffure au cours desquelles nous enregistrerons des données physiologiques de vos mouvements et déplacements/postures, de l'activité de votre cerveau et de l'activité de vos muscles,

Voici illustré ci-dessous le déroulement de l'expérimentation à laquelle vous allez prendre part au laboratoire,



La tâche avec des opérations d'une durée de plus de 30s/cycle est une tâche à faible

répétition pour les mouvements; cette tâche n'expose pas à des microblessures; donc elle n'est pas à risque pour les TMS (voir deuxième boîte du schéma ci-dessus), La tâche avec des opérations d'une durée de moins de 30s/cycle est une tâche à répétition élevée pour les mouvements; cette tâche expose à des microblessures et donc à risque de TMS (voir troisième boîte),

Le schéma ci-dessus montre qu'il y aura deux tâches dont l'une sera à risque de TMS et l'autre sans risque de TMS, Chaque tâche a une durée de 30 minutes, L'ordre pour l'exécution des tâches sera au hasard, Ça veut dire que vous pourriez débuter avec la tâche à faible répétition et terminer avec celle à répétition élevée ou inversement, Les deux tâches seront chacune séparées d'un repos de 15 minutes,

### **Description des tâches simulées au laboratoire**

#### **Tâche à faible répétitivité, c.-à-d., composée d'opérations de 2 s/cycle : la tâche de teinture**

Les opérations de cette tâche ont été validées par un coiffeur /coiffeuse et consistent à :

se saisir d'un peigne et d'un pinceau sur la table,

diviser la chevelure en sections puis diviser chaque section en plusieurs sous-sections très fines, à l'aide du peigne,

saisir les mèches de cheveux avec le peigne et les doigts et couper très vite les mèches à l'aide de ciseau sur une longueur de 3mm de façon progressive, des bouts vers la racine ainsi de suite jusqu'à la taille de cheveux voulue. Ces opérations seront faites à répétition sur une perruque portée par un mannequin, durant 30 minutes,

#### **Tâche à haute répétitivité, c.-à-d., composée d'opérations qui durent 1 s/cycle : la tâche de coupe de cheveux**

Les opérations de cette tâche ont été validées par un coiffeur et consistent à :

mouiller légèrement les cheveux à l'aide d'un vaporisateur à eau, très rapidement pour attaquer la coupe de cheveux tandis que les cheveux sont encore humidifiés

se saisir d'un peigne et d'une paire de ciseaux sur une table

diviser la chevelure en sections, rapidement : le but étant d'arriver à la coupe de cheveux tandis que les cheveux sont encore humidifiés

saisir les mèches de cheveux avec le peigne et les doigts et couper très vite les mèches à l'aide de ciseau sur une longueur de 3mm de façon progressive, des bouts vers la racine ainsi de suite jusqu'à la taille de cheveux voulue,

Ces opérations seront faites à répétition sur une perruque portée par un mannequin, durant 30 minutes,

#### **La collecte de données se déroulera comme suit :**

1) vous prendrez connaissance de ce formulaire d'information et de consentement à participer à cette expérimentation, 2) nous recueillerons à l'aide d'une fiche d'identification certaines informations sur votre santé, vos habitudes vie et sur les particularités de votre travail, Il s'agit ici de ce qu'on appelle les données sociodémographiques et de santé et 3) nous enregistrerons vos données physiologiques de base ; c.-à-d, quand vous êtes au repos,

En plus de la fiche d'identification, nous utiliserons aussi les 3 questionnaires décrits ci-dessous pour préciser les informations sur votre santé en lien avec votre travail :

**Le questionnaire *Quick Exposure Check*** qui permet de recenser plus finement les signes et symptômes des TMS,

**L'échelle de Borg modifiée** qui permet de recueillir l'intensité de l'effort ressenti au repos ou durant une tâche,

**L'échelle visuelle numérique** qui permettra de recueillir l'intensité de la douleur, au repos et durant une tâche

En fait, ces trois questionnaires seront utilisés a) avant de débiter les tâches ; b) durant la pause et c) immédiatement après l'expérimentation,

Une fois ces informations recueillies, nous positionnerons sur votre cou et vos épaules ainsi que sur votre tête des électrodes sans fils, Ces électrodes vont servir à enregistrer respectivement, les activités de vos muscles de la région cou-épaule et l'activité de votre cerveau, Nous placerons aussi dans votre chaussure (pied dominant) une semelle instrumentée; c'est-à-dire, une semelle équipée de capteurs électroniques qui servira à enregistrer les positions de vos pieds au sol donc vos déplacements et vos postures,

Ensuite nous vous installerons sur une chaise (au repos) pour enregistrer les signaux EEG et EMG et aussi l'information fournie par la semelle instrumentée, Ces données physiologiques recueillies au repos vont servir de données de base avec lesquelles seront comparées les données qui seront enregistrées durant l'exécution de vos tâches de travail,

### **Disposition des électrodes EEG et EMG**

#### **Positionnement des électrodes pour l'électroencéphalographie (EEG):**

Le modèle EEG portatif (EMOTIV<sup>®</sup>) que nous allons utiliser dans ce projet est celui présenté sur la figure ci-dessous,

Les électrodes en contact avec le cuir chevelu sont faites sous forme de casque qui s'auto maintient sur la tête, Les 14 électrodes ont des extrémités en mousse légèrement humidifiées pour faciliter le contact et la conductivité, Elles seront disposées sur votre tête telle qu'illustrée dans la figure ci-dessous,



Sources des images : Emotiv<sup>®</sup>

#### **Enregistrement de l'EEG**

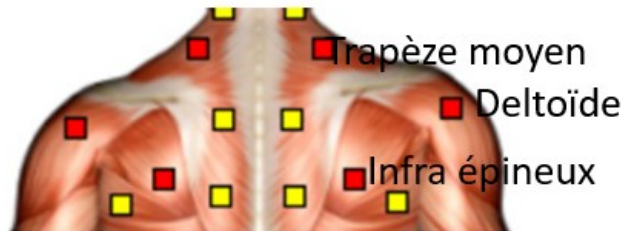
Les électrodes enregistrent silencieusement et sans douleur l'activité du cerveau, Les informations récoltées par les électrodes (les signaux EEG) sont transmises via un système sans fil à un ordinateur, Plus tard, offline, ces signaux seront analysés pour en extraire l'information utile aux objectifs du présent projet,

#### **Positionnement des électrodes pour l'électromyographie (EMG)**

Les électrodes de l'EMG de surface de BTS (6 électrodes) à usage unique, miniaturisées et sans fil seront positionnées telles qu'illustrées dans la figure de la page suivante, Les électrodes sont autocollantes grâce à un ruban adhésif biocompatible, Nos muscles d'intérêts étant le trapèze descendant, le deltoïde antérieur, l'infra épineux bilatéralement,



Électrode sans fil+ autocollant



En rouge, la disposition des électrodes EMG à la surface des muscles ciblés (trapèze moyen, deltoïde et Infra-épineux). Les carrés jaunes représentent les autres dispositions possibles que le logiciel offre mais positions que nous n'utiliserons pas. Seuls les trois muscles cités sont des muscles clés dans l'atteinte des objectifs de ce projet

## Enregistrement de l'EMG

Les électrodes enregistrent silencieusement et sans douleur l'activité des muscles, Les informations récoltées par les électrodes (les signaux EMG) sont transmises via un système sans fil à un ordinateur, Plus tard, offline, ces signaux seront analysés pour en extraire l'information utile aux objectifs du présent projet,

Finalement, en termes de collectes de données, alors que vous serez entrain d'exécuter les tâches expérimentales, nous actionnerons à distance l'EEG, L'EMG et la semelle; vos données personnelles du cerveau ; des muscles, vos déplacements et postures seront ainsi captées, L'objectif est d'obtenir un total de 30 minutes d'enregistrement pour chacune des deux tâches suivantes: **a) une tâche avec des opérations de durée de moins de 30s/cycle**; ces opérations sont considérées comme **à répétition élevée** pour les mouvements des membres supérieurs et sont donc à risque de TMS et **b) une tâche avec des opérations de durée supérieure à 30s/cycle**; ces opérations sont considérées comme à faible répétition pour les mouvements et donc sans risque de TMS,

Finalement, immédiatement après la fin de la deuxième tâche, nous vous placerons en position assise pendant 30 minutes durant lesquelles l'enregistrement des données va se poursuivre,

En incluant les 30 minutes pour la prise des données sociodémographiques et l'installation des électrodes, les deux heures prévues pour l'enregistrement des données physiologiques et le fait qu'un repos supplémentaire en dehors des périodes de repos est toujours possible à votre demande, et même durant la tâche, nous estimons votre présence au laboratoire pour un temps total de 3h,

## AVANTAGES, RISQUES ET/OU INCONVÉNIENTS ASSOCIÉS AU PROJET DE RECHERCHE

Il est possible que la sensation des électrodes collées à la peau soit désagréable, Il est

également possible de ressentir des douleurs minimales ou un inconfort dans les articulations des membres supérieurs et du cou pendant la durée de la tâche à répétition élevée, Finalement, des marques de rougeurs aux endroits où étaient placées les électrodes sont également probables, Ces incon vénients sont très transitoires, Rassurez-vous :

la sensation désagréable que peut avoir causée les électrodes se dissipera spontanément à l'intérieur de 30 dernières minutes après vous avoir ôtées les électrodes,

Les marques de rougeurs se dissiperont spontanément aussi en l'espace de 12h,

Pour ce qui est de la gestion de la douleur qui peut surgir durant l'expérimentation, nous utiliserons l'échelle visuelle numérique toutes les 5 minutes pour surveiller l'apparition de la douleur, S'il y a lieu et que le participant indique une intensité de 5 sur 10 (douleur modérée), il est prévu de faire arrêter la tâche immédiatement, La douleur est mécanique ici et donc elle disparaît spontanément en l'espace de 15 minutes avec le repos, Vous serez libre de poursuivre ou non l'expérimentation,

### **CONFIDENTIALITÉ DES DONNÉES**

La protection des données sera assurée par une dépersonnalisation des données sous forme d'un code attribué à chaque participant, La liste qui reliera votre nom à votre code (liste nom-code) ainsi que les dossiers permettant de vous identifier seront conservés sous clé dans le bureau de la Dre Ngomo, La liste nom-code sera conservée dans un classeur différent du reste des dossiers ne portant que le code, Seule l'équipe de recherche aura accès à ces informations et le comité d'éthique à la recherche (CER) de l'UQAC advenant une vérification de nos dossiers par ce dernier, Nous conservons vos données personnelles pendant 7 ans, Par contre, au-delà de cette période de 7 ans la liste nom-code sera effacée irréversiblement; il sera impossible d'identifier les données d'une personne, puisque ne pouvant plus retracer l'identité des participants, Seules les données dépersonnalisées seront conservées dans une base de données permanente dans l'ordinateur portable de recherche utilisé au laboratoire (protégée par un code NIP), Il est possible que les données dépersonnalisées soient utilisées afin de réaliser d'autres études que celle-ci, Cela pourrait permettre de publier des résultats qui n'auraient pas été envisagés en ce moment, Des étudiants dans le laboratoire pourraient éventuellement réviser les résultats et les comparer avec d'autres études,

### **PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT**

La participation étant volontaire, tout participant peut décider de se retirer du projet à tout moment sans préjudice, en faisant connaître sa décision à Ulrich Youta l'étudiant responsable du projet ou à la professeure Ngomo, Les données déjà recueillies seront alors détruites selon les règles en vigueur, Toutefois, si à l'intérieur des 7 ans suivant l'étude, les données ont déjà fait l'objet d'analyse et/ou de publication, il ne sera plus possible de détruire vos données individuelles, Aussi, si un participant se retire du projet sept ans après l'étude, il ne sera plus possible de retirer ses données individuelles puisque la liste nom-code aura été détruite et nous serons dans l'impossibilité de lier les données à un participant en particulier,

### **INDEMNITÉ COMPENSATOIRE**

Aucune rémunération ou compensation ne sera offerte, Par contre, l'équipe de recherche fournira une vignette provisoire de stationnement de l'UQAC au moment de votre



participation au laboratoire,

## **PERSONNES-RESSOURCES**

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche ou si vous éprouvez un problème que vous croyez relier à votre participation au projet de recherche, vous pouvez communiquer avec les responsables du projet de recherche aux coordonnées suivantes :

Ulrich Youta

Étudiant en maîtrise médecine expérimentale Université du Québec à Chicoutimi

555, Boulevard de l'Université Chicoutimi (Québec) Canada, G7H 2B1,

Téléphone: 1 (418) 545-5011 poste 2212

Local: P2-2120-3,

Courriel [ulrich,youta-momenel@uqac.ca](mailto:ulrich,youta-momenel@uqac.ca)

Ou

Suzy Ngomo, Ph.D, Professeure Chercheure

Département des sciences de la santé

Université du Québec à Chicoutimi 555, Boulevard de l'Université Chicoutimi (Qc)  
Canada, G7H 2B1 Téléphone: 1 (418) 545-5011 poste 4641

Local: V2-1380,

Pour toute question d'ordre éthique concernant votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec la coordonnatrice du Comité d'éthique de la recherche aux coordonnées suivantes: 418-545-5011 poste 4704 ou [cer@uqac.ca](mailto:cer@uqac.ca),

## **CONSENTEMENT du participant**

*J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement et je comprends suffisamment bien le projet pour que mon consentement soit éclairé, Je suis satisfait des réponses à mes questions et du temps que j'ai eu pour prendre ma décision,*

*Je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées, Je comprends que je suis libre d'accepter de participer et que je pourrai me retirer en tout temps de la recherche si je le désire, sans aucun préjudice ni justification de ma part, Une copie signée et datée du présent formulaire d'information et de consentement m'a été remise,*

---

*Nom et signature du participant*

*Date*

**Signature de la personne qui a obtenu le consentement si différent du chercheur responsable du projet de recherche,**

*J'ai expliqué au sujet de recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées,*

---

*Nom et signature de la personne qui obtient le consentement*

*Date*

**Signature et engagement du chercheur responsable du projet**

*Je certifie qu'un membre autorisé de l'équipe de recherche a expliqué au participant les termes du formulaire, qu'il a répondu à ses questions et qu'il lui a clairement indiqué qu'il pouvait à tout moment mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice,*

*Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée au sujet de recherche,*

---

*Nom et signature du chercheur responsable du projet de recherche*

*Date*

#### **Annexe 4 : Checklist lors de la collecte des données.**

- Accueil et information
- Vérification Critères d'inclusions/ exclusions
- Présentation du formulaire d'information et de consentement (FIC)
- Signature des pages (02) du FIC correspondantes
- Formulaire d'identification
- EVN + Borg modifié
- Ajustement de la hauteur du poste de travail
- Présentations des tâches et pratique
- Pose des électrodes (EEG et EMG)
- Prise des mesures de références
- Vérification de l'ordre passage aux tâches
- Collecte des données proprement dite.

CODE :

Identification :

### Fiche d'identification

Nom :

Âge

Poids

Taille

Sexe :

Profession :

**Depuis quand exercez-vous votre profession :** ( ) (mois ou années).

Prenez-vous des médicaments ou des traitements antalgiques (traitements ayant pour rôle de diminuer la douleur)

(noms, dose) : -----

-----

**Combien d'heures en moyenne par jour/ semaine consacrez-vous à ce travail ou à une tâche de coiffure?**

☐ Moins de 2 heures

☐ De 2 à 4 heures

☐ Plus de 4 heures

**Prenez-vous un traitement pour une maladie quelconque?** Si oui, énumérer (ex : hypertension artérielle, diabète,...). -----

-----

Est-ce que ce ou ces médicaments contrôlent bien votre maladie? -----

**Traitement antalgique (Antécédents de traitement) :**

Radiothérapie externe : Oui ( ) Non ( ) durée ( ) date fin du traitement ( )

Radiothérapie métabolique : Oui ( ) Non ( ) durée ( ) date fin du traitement ( )

Chimiothérapie : Oui ( ) Non ( ) durée ( ) date fin du traitement ( )

Chirurgie : Oui ( ) Non ( ) durée ( ) date fin du traitement ( )

Neurostimulation : Oui ( ☐ ) Non ( ☐ ) durée (        ) date fin du traitement (        )

Kinésithérapie : Oui ( ☐ ) Non ( ☐ ) durée (        ) date fin du traitement (        )

Autre :  
.....

**Encerclez vos postures de travail**

Debout en piétinant, statique ou en marchant

% de temps debout    % temps assis    % temps assi-debout    % en marchant, etc,

Les bras en l'air, juste un bras en l'air, bras en l'air à 90° etc..

Le cou fléchit ( à quel pourcentage dans le quart de travail ?)

Debout (50% ou à 10% du temps)

**Décrivez votre environnement de travail** : (exp : bruit, poussière, etc...)

**Qualifiez votre travail** : (exp : travail manuel 20% du temps, etc,)

**Habitudes de vie :**

Dans un court paragraphe, veuillez nous indiquer vos habitudes de vie (ex : loisir(s) ou sport(s) pratiqué(s) et à quelle fréquence, fumez-vous?, heure du couché, ...).

.....  
.....  
.....  
.....  
.....  
.....  
.....  
.....  
.....  
.....

## **Annexe 5 : Poster présenté à l'ACFAS 2018. Chicoutimi, Québec Canada dans la section neuroscience**

Titre : Mesures électrophysiologiques: indicateurs d'exposition aux microblessures anatomiques à risque de troubles musculosquelettiques Résultats d'une étude préliminaire

**UQAC**  
Université du Québec  
à Chicoutimi

**Mesures électrophysiologiques: indicateurs d'exposition aux microblessures anatomiques à risque de troubles musculosquelettiques**  
Résultats d'une étude préliminaire

**Ulrich YOUTA<sup>1,2,4</sup>; Martin J.-D. Otis, Ph.D.<sup>1,3</sup>; Suzy Ngomo, Ph.D.<sup>1,2,4</sup>**

1-Laboratoire d'Automatique et de Robotique interactive (LAR.i), 2- Laboratoire de recherche biomécanique & neurophysiologique en réadaptation neuro-musculo-squelettique (Lab. BioNR), 3-Département des sciences appliquées, 4-Département des

## **Annexe 6 : article en cours de rédaction**

Cet article est encore en préparation. Nous comptons le finaliser et le soumettre au début du mois de décembre au journal « Clinical EEG and Neuroscience (impact factor 1,807) ».

L'Université Laval exige que les auteurs signent un formulaire de divulgation de l'article découlant des données de ce projet dans le mémoire. Ceci a été fait.

**Title: Physiological pattern determining exposure to micro anatomical injuries with a risk of musculoskeletal disorders: EMG and EEG contribution**

Ulrich Youta Momene<sup>1, 2,3</sup>, Martin J.-D. Otis<sup>2,5</sup> and Suzy Ngomo<sup>1,3,4\*</sup>

<sup>1</sup>Clinical and Biomedical Sciences, University of Quebec at Chicoutimi (UQAC)

<sup>2</sup>Laboratory of Automation and Interactive Robotics (LAR.i), University of Quebec at Chicoutimi (UQAC)

<sup>3</sup>Laboratory of Biomechanical and Neurophysiological Research Laboratory in Neuro-Musculoskeletal Rehabilitation (LabBioNR)" University of Quebec at Chicoutimi (UQAC)

<sup>4</sup>Department of Health Sciences, University of Quebec at Chicoutimi (UQAC)

<sup>5</sup>Department of Applied Sciences, University of Quebec at Chicoutimi (UQAC)

\* Corresponding: Suzy\_Ngomo@uqac.ca; Tel.: +1-418-545-5011ext. 4641

**Abstract.**

**Key words:** Musculoskeletal disorders (MSDs), electroencephalogram (EEG), electromyography (EMG), event related desynchronization (ERD), event related synchronization (ERS), muscular fatigue.



## Introduction

Musculoskeletal disorders (MSDs) as a result of overuse of anatomical tissues (1, 2) are mainly expressed primarily by pain and secondary by other symptoms such as reduced range of motion when performing some movements or stiffness of some muscles (73). In work context, it is well-known that ergonomic elements can be sources of overuse of anatomical tissues (74), while engendering repetitive movements, high cadences or constraint postures (16, 75). Despite the considerable efforts and strategies made within workplaces such as rotation of workstations for breaking repetitive motion circle, or even to vary the anatomical structures loading, MSDs prevalence among manual workers remains a health burden in many countries (9). However, the fact is that at a similar workstation submitting anatomical structures on biomechanical constraints, one person will develop a MSD and another will not develop one. Obviously, ergonomic adaptation and optimization of workstations have its place in the fight against MSDs. This fact tends to raise the importance of also considering personal biological factors as a key determinant of MSDs generation.

Contrary to popular belief that manual labor such as hairstyle is just «a arm's length", studies show have been showing that these jobs need an appropriate brain responsiveness for optimal and safe motor performance(19) . Different tasks require different levels of brain responsiveness (20). Indeed, it is well documented that motor performance includes brain processes that widely require the contribution of cortical motor regions (18). Therefore, muscle contraction is a neuromuscular stabilization strategy under central nervous system (CNS) control (76). For example, imaging studies measure levels of cortical inhibition and / or facilitation of the brain motor cortex in relation with motor task (77). The inhibition could be interpreted as a decrease of brain activation or brain focus and conversely for the cortical facilitation. For example, Nasserroleslami et al (2014) had studied cortical activation patterns in wrist isometric motor task, using EEG (19). Their observations, among others, are that isometric contractions have accompanied by sustained event-related desynchronization (ERD) in  $\mu$  and  $\beta$  frequency bands in motor regions but not by the event-related synchronization (ERS). As no physical displacement happens during the task, they inferred that the underlying mechanisms of motor-related ERD/ERS patterns are primary generated by motor preparation, direction-dependent planning and execution of isometric motor tasks. ERD is defined as the phasic relative power decrease of a certain frequency band, whereas ERS denotes a relative power increase, both occurring in relation to stimulation (50). The temporal resolution of this method is relatively good, and it may thus be used to study dynamic, time-related cortical processes. A recent study had investigated sensorimotor rhythm desynchronization during the performance of a motor execution task of different complexity (78). These authors compared EEG patterns of professional pianists and non-pianists executing finger tapping movements of different complexity. Their results show that the power in alpha (8-12 Hz) and beta (13-30 Hz) rhythms decreases with the complexity of both performed movements. In particular, they show that motor expertise influenced alpha rhythm desynchronization in the motor execution task. One has to be in mind that different sources of pressure (quota of production, noise, dust, excessive temperatures, etc.) require a supplementary brain effort to maintain focus on the task. That is often manual jobs conditions. However, to the best of our knowledge, no study reports the behavior of the brain in relation to repetitive movements related to a realistic repetitive task. Movements studied usually remain basic,

experimental and well controlled.

Otherwise, in the context of repetitive movements work-related, it is possible that the pattern of the variability of muscular activation is insufficient, contributing to the fatigue and subsequently to micro-injuries, injuries and pain. For example, Zhang et al. (2011) studied the muscular activity of the neck during 200 minutes of work on the sewing machine, in asymptomatic workers. The results of this study showed that amplitude of the trapezius reached its peak in the 160th minute, suggesting a slowing down of its activation for the rest of the time to be done to the task. In addition, spectral analysis showed a decrease in the electromyography signal (EMG) at the 50th minute of the task corresponding to the onset of muscle fatigue [11]. It is plausible that muscular fatigue sets in over time and that it may appear more and more quickly in the workers exposed daily to repetitive movements. However, muscle variability could be a beneficial alternative to adverse health effects, in a context where the increase in postural variation using methods extrinsic as the rotation of workstations may not always be possible [12]. The variability of muscle activation, which is the ability of a muscle to vary its contraction during its work activity, is recognized as a CNS strategy for organizing and stabilizing motor performance [22]. The decrease in variability indicates that the margin of adaptability of the muscle has been considerably reduced [22], exposing the muscle to the fatigue and possibly less effective activation and probably to tissue damage. It is therefore plausible to think that in a constrained situation (repetitive movements, prolonged or inadequate postures, etc.), it is possible that the variability of muscle activation could be reduced. The rationale supporting the present study is that constraining biomechanical conditions (eg prolonged neck flexion) requires that brain adjust its functioning. However, sometimes, brain can initiate an erroneous motor command, leading into an inappropriate muscle contraction. Inappropriate contractions can be seen as a deficit of neuromuscular stabilization (79), exposing anatomical tissues to micro-injury and / or of inconsistent movement. In a context of anatomical constraint, one person may be more predisposed to erroneous brain command and so more exposed to micro-injury. Finally, repeated exposure to micro-injuries would increase the risk of developing a MSD. Our idea has positioned before the clinical apparition of a MSD, i.e. before even the symptoms (pain, limitation of articulations range of motion, etc.) reach to the human consciousness. **The aim** of this study is to find key parameters in cerebral and muscular signals, strongly modulated by exposition to a repetitive work with risk of musculoskeletal micro-injuries (80, 81).

## **Method**

### **Participants**

Twelve (12) healthy right-handed volunteers (2 women) aged 26.83 +/- 4.13 years were recruited. The *Quick Exposure Check* was used to verify the presense of TMS (42). All were asymptomatic for MSD in the last 30 days prior data collection, no history of neurological or psychiatric disorders and none was a hairdresser.

### **Experimental workstation**

Studies had been showing that consecutive 30 minutes in the same posture was damaged for musculoskeletal health (22, 23, 43). In addition, repetitive movements executed at a rate of 30 s / cycle or less represent a low risk for the development of musculoskeletal disorders, since executed in a slow cadence of repetition. In contrary, repetitive movements produce

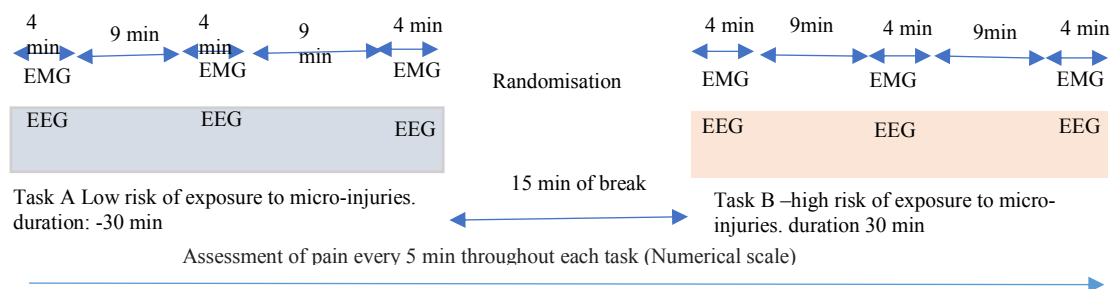
in a frequency of less than 30s / cycle constitute a high exposition to musculoskeletal micro-injuries (44). Based on this knowledge, an experimental hairdressing workstation was set up in the laboratory with two levels of musculoskeletal risk, based on the high of the workstation and in the rate of repetitive movements. Before executing the task, the height of the workstation (the head of the dummy to stylist) was adjusted according to the individual anthropomorphic measurements. The head of the dummy was elevated at the level of the hands when elbows flexed at 90 degrees. In this version of the workstation, repetitive movements were executing in rate of 2 s / cycle i.e. in a low risk for musculoskeletal micro-injuries development. In the other version of the workstation, the dummy's head reached at the height of the hands when elbows flexed at 60 degrees; here, repetitive movements were executing in a rate of 1 s / cycle i.e. with a high risk of musculoskeletal micro-injuries. Elbows angles were evaluated in a static position with a manual goniometer. The perimeter of the work was limited to 1 square meter.

### Task

First, the participant have to take a comb and scissors on the right of the table where the head of the mannequin was fixed. Then, he placed the comb in his left hand and kept scissors in his right one (they were all right-handed). The operations of the task were to cut the locks of hair approximately cm by cm. The haircut outspread gradually from the top to the root. A metronome allow keeping the cutting rate (30 s / cycle or 60 s / cycle). The order of execution of both versions of the task (high-risk task and low-risk micro-injury task) was random across the participants. Each task was run for 30 consecutive minutes. A 15-minute rest period separated the two tasks. Task was completing in a standing position. This task was designated to simulate a realistic of the hairdresser work. A synchronous recording of the activity of the muscles of interest and the brain was done. Before collecting data of interest (EEG and EMG), participants had to execute task for 5 minutes in the in the initial version of the task according to randomization to ensure that they understood the instructions.

### Data collection

The numerical scale was used to collect at regular 5-minutes intervals respectively pain intensity during the execution of the task. Data from electroencephalogram and electromyogram were also collected three times (4 minutes of recording) during each task (Fig 1).

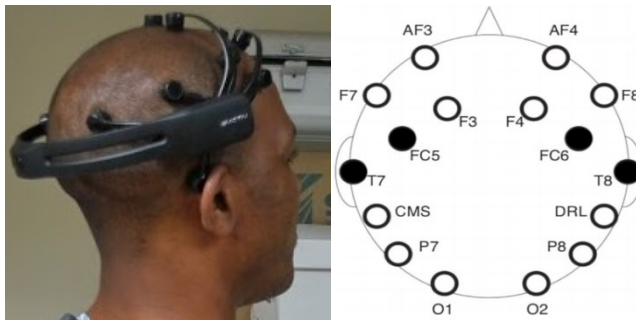


**Fig14.** Chronology of data acquisition during tasks

### Electroencephalography (EEG) recording:

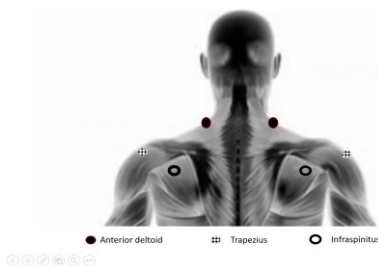
Cortical activity was recorded by a 14-electrode EEG (Emotiv EPOC®) EEG headset was placed in according to the international system of EEG electrode (AF3, F7, F3, FC5, T7,

P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4) placement as shown in fig.2a. Two sites were used as references: one mastoid as a ground reference for the voltage of the other sensors and the other mastoid acted as a feed-forward reference point for reducing electrical interference from external sources. The signal was high-pass filtered with a 0.16 Hz cut-off, pre-amplified and low-pass filtered at an 83 Hz cut-off. The analogue signals were then digitised at 2048 Hz, filtered using a 5th-order sinc notch filter (50–60 Hz), and low-pass filtered before being down-sampled to 128 Hz. The effective bandwidth was 0.16–43 Hz. The EEG data were recorded at a sampling rate of 128 Hz with a resolution of 0.51  $\mu$ V and a bandwidth of 0.2–45 Hz. EPOC electrode connectivity were tested using the TestBench software. Good connectivity represented impedances less than 220 k $\Omega$ . (Emotiv EPOC®). EEG baseline measurements were taken with the participant sitting at a distance of 1.5 meters face to a white wall on which was fixed a round black spot of 2 cm diameter. During the first minute of recording, the participant had eyes closed and during the second minute, eyes were open and pointing the black spot.



*Fig 2a. EEG headset on the participant (with permission of this participant). Fig.2b. Filled circles represent electrode locations used for analyses: T7=Left temporal, T8 = Right temporal, FC5 = Left prefrontal and FC6 = Right prefrontal.*

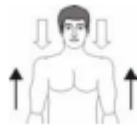
**Electromyography (EMG) recording:** EMG signals were collected with a wireless EMG (BTS Bioengineering®), sampled at 2000 Hz. After skin preparation, electrodes were placed on the anterior deltoid, trapezius (transverse) and on the infraspinatus, bilaterally (fig.3). Three isometric voluntary maximal contraction separated each other by 20s were obtained for EMG reference measurements (82). The participant was seated in a chair without arms, with his back firmly leaning against the back of the chair. This one was invited to push against the resistance applied by the experimenter to the maximum of his capacity and to hold 3 to 5 seconds in this position (fig.4).



**Fig 3. EMG electrodes positioning**



**Fig.4.1**



**Fig. 4.2**



**Fig.4.3**

**Fig.4.** Illustration for obtaining VMC. Fig.4.1. Deltoids; Fig.4.2. Trapezius; Fig.4.3. Infraspinatus. Arrow filled indicate the direction of movement of the upper limbs and empty arrows indicate the resistance applied by the experimenter.

### **Data processing and quantification of ERD/ERS**

To obtain an average signal power versus time curve of the EEG frequency band, the filtered signal samples were squared, and the data were smoothened using a four second (4 s) time window. The data were then epoched (1s) and averaged over all trials by task. The period of 1000 ms with open-eyes was considered as the reference condition and resting condition. From PSD (power density spectral) ERD/ERS values were calculated according to the following formula:  $100\% \times (\text{average PSD in reference condition} - \text{average PSD of experimental conditions}) / (\text{average PSD in reference condition})$  (50).

$ERD/ERS(k) = \frac{R-A(k)}{R} \times 100$ , where k is the sample, R the PSD in reference condition and A (k) the experimental condition.

Positive values ( $R > A$ ) indicate that the power is less than the reference condition, suggesting the decrease of synchronism of the frequency band. Thus, positive values correspond to the event-related desynchronization (ERD) i.e to more cortical inhibition. Negative values ( $R \leq A$ ) indicate a high neuronal synchronism, corresponding to event-related synchronization (ERS) i.e to more cortical facilitation. In the context of motor performance and according to the literature, statistical analyses had conducted with data collected over the prefrontal and temporal electrode locations (fig.2.b) (83, 84), in the beta ( $\beta$ ) frequency band (85).

### **Data processing and quantification of EMG**

EMG signals were filtered using a Butterworth bandwidth filter (20-500 Hz), then rectified and normalized to the peak of maximal voluntary contractions specific to each muscle. The evaluation of central fatigue during each experimental task was quantified by calculating the power spectral density of normalized EMG for each studied muscle. (86). The more the power decreases the more the muscle gets tired (87). As each period of EMG recording during the task lasted 240 seconds, the signal were smoothened using a 04 s time window.

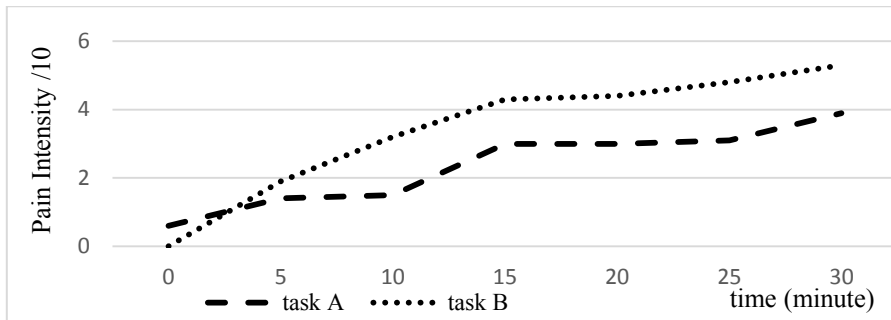
### **Statistical analysis**

After descriptive statistical, the main parameters analyzed were ERD from EEG data and PSD from EMG data. ANOVAs were computed in order to compare cortical inhibition (ERD); and muscle fatigue (PSD), across tasks (high risk / low risk of musculoskeletal micro injuries development) and periods of recording (first 4min, second 4 min and last

4min of recording). If a significant difference was found, posthoc was executed with t-test for specifying that difference; and a correlation test was compute in order to verify the relation between the significant parameter and pain intensity.

## Results

**Pain:** pain appears when performing both tasks, with a significant increase of the intensity ( $p= 0.006$ ) during task with high risk of developing a musculoskeletal micro-injurié (task A with repetitive movements at 2s / cycle) in comparison to the task with low risk (task B with repetitive movements at 1s / cycle).



**Fig 5. Pain evolution of task A & B;** *A: task without risk of microblessure exposure; B: task with risk of microblessure exposure*

On average from the 15th minute of the task at risk the level of pain is beyond the level of so-called moderate pain. Here it is in figure 3 a representation of the average activity of each of these muscles of interest.

**Specific objective result 1:** This objective was aimed at determining changes in brain activation and muscle activity related to exposure the muscle micro-injury.

**Cortical and muscular changes through task A with low risk of micro-injury exposure**

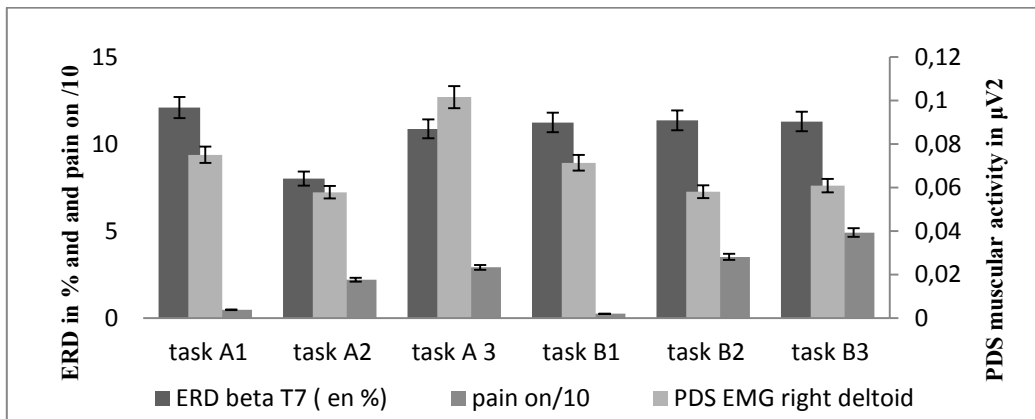
.

**Cortical and muscular changes through task B with high risk of micro-injury exposure**

**Cortical and muscular changes between tasks A and B**

**Result of Specific Objective 2:** This specific objective was to verify the

relationship between brain activation parameters, muscle activity and pain during both experimental tasks.



**Fig 6.**Graph of correlations between muscle activity, cerebral activation and pain during both tasks.

## Discussion

The originality of this project lies in the fact that the problem of MSD is addressed in terms of risk related to individual physiology. The main theme was to characterize subclinical personal physiological / biological determinants strongly modulated by the risk of exposure to anatomical microblessures.

## Limitations

## Acknowledgements

Many thanks to Martin Lavallière Ph.D. for his encouragement and help to find participants, they greatly facilitated my work. I would like to express my gratitude to friends and colleagues (Colince, Armelle, Maxime and Charles Olivier...) for their time in this project. You helped me a lot in rolling the experimental protocol.

I wish to express my gratitude to all those people who have taken their time to participate voluntarily and without reward in this collection of data. Thank you to FUQAC for its financial support. Thank you to laboratories « Laboratory of Automation and Interactive Robotics (LAR.i) » and « Laboratory of Biomechanical and Neurophysiological Research Laboratory in Neuro-Musculoskeletal Rehabilitation (LabBioNR)» for the accompagnement of this project.

**Author Contributions:** Ulrich Youta Momene conceived, designed the experiments; performed the experiments, analyzed the data and wrote the paper; Suzy Ngomo (director of Ulrich Youta) conceived and designed the experiments; Martin J.-D. Otis, (co-director of Ulrich Youta) validates the scientific contents. Suzy Ngomo and Martin J.-D. Otis has been involved in drafting the manuscript and revising it critically. All authors checked for scientific content and approved the final manuscript.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest. The Fonds de démarrage à la recherche, Université du Québec à Chicoutimi (UQAC) had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, and in the decision to publish the results.

## Références

1. Roquelaure Y, Ha C, Leclerc A, Touranchet A, Sauteron M, Imbernon E. Surveillance des principaux troubles musculo-squelettiques et de l'exposition au risque dans les entreprises en 2002 et 2003. Numéro thématique La surveillance épidémiologique des troubles musculo-squelettiques. 2005;224.
2. Statistics BoL. Lost-Worktime Injuries and Illnesses: Characteristics and Resulting Time Away from Work, 2004. US Dept. of Labor, Bureau of Labor Statistics, Safety and Health Statistics Program Washington, DC; 2005.
3. Chéron Cn. Blessures de surutilisation des membres: l'exposition sportive a-t-elle une influence? : Université Paris-Saclay; 2017.
4. Desprat D. Une socialisation au travail émotionnel dans le métier de coiffeur. La nouvelle revue du travail. 2015(6).
5. Drolet C. NORME PROFESSIONNELLE COIFFEUSE OU COIFFEUR approuvée par la Ministre de l'Emploi et de la Solidarité sociale le 5 avril 2012 2012 (6).
6. Mussi G, Gouveia N. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders in Brazilian hairdressers. Occupational medicine. 2008;58(5):367-9.
7. Kuorinka I. Work related musculoskeletal disorders (WMSDs). A reference book for prevention. 1995:46-53.
8. Vézina M, Cloutier E, Stock S, Lippel K, Fortin E, Delisle A, et al. Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et sécurité du travail (EQCOTESST) RR-691. Montréal, QC: Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail Récupéré du site de l'organisme: <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/RR-691.pdf>. 2011.
9. Ranasinghe P, Perera YS, Lamabadusuriya DA, Kulatunga S, Jayawardana N, Rajapakse S, et al. Work related complaints of neck, shoulder and arm among computer office workers: a cross-sectional evaluation of prevalence and risk factors in a developing country. Environmental Health. 2011;10(1):70.
10. Trinkoff AM, Lipscomb JA, Geiger-Brown J, Brady B. Musculoskeletal problems of the neck, shoulder, and back and functional consequences in nurses. American journal of industrial medicine. 2002;41(3):170-8.
11. Morse T, Bruneau H, Dussetschleger J. Musculoskeletal disorders of the neck and



shoulder in the dental professions. *Work*. 2010;35(4):419-29.

12. Aweto HA, Tella BA, Johnson OY. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among hairdressers. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*. 2015;28(3):545-55.
13. Fang H-L, Chen RC, Fang H-P, Xu Q. An ergonomic approach to an investigation into the risk factors leading to work-related musculoskeletal disorders for Taiwanese hairdressers. *Proceedings of International Association of Societies of Design Research IASDR*. 2007.
14. Aas RW, Tuntland H, Holte KA, Røe C, Lund T, Marklund S, et al. Workplace interventions for neck pain in workers. *Cochrane database of systematic reviews*. 2011(4).
15. Aas RW, Tuntland H, Holte KA, Røe C, Lund T, Marklund S, et al. Workplace interventions for neck pain in workers. *The Cochrane Library*. 2011.
16. Descatha A, Roquelaure Y, Ha C, Touranchet A, Chastang J-F, Mariot C, et al. Surveillance épidémiologique des pathologies d' hypersollicitation du membre supérieur d' origine professionnelle. *Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement*. 2007;68(2):153-60.
17. CNESST DTeSBeapl. CNESSTenbref\_INTRO(GRAND FORMAT) 2017. 2017;39 pages Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail du Québec, 2018:9.
18. Berger B, Minarik T, Liuzzi G, Hummel FC, Sauseng P. EEG oscillatory phase-dependent markers of corticospinal excitability in the resting brain. *BioMed research international*. 2014;2014.
19. Nasserroleslami B, Lakany H, Conway BA. EEG signatures of arm isometric exertions in preparation, planning and execution. *Neuroimage*. 2014;90:1-14.
20. Tecchio F, Zappasodi F, Porcaro C, Barbati G, Assenza G, Salustri C, et al. High-gamma band activity of primary hand cortical areas: a sensorimotor feedback efficiency index. *Neuroimage*. 2008;40(1):256-64.
21. Punnett L, Wegman DH. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2004;14(1):13-23.
22. Sorensen CJ, Johnson MB, Callaghan JP, George SZ, Van Dillen LR. Validity of a paradigm for low back pain symptom development during prolonged standing. *The Clinical journal of pain*. 2015;31(7):652.
23. Andersen JH, Haahr JP, Frost P. Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: A two-year prospective study of a general working population. *Arthritis & Rheumatism*. 2007;56(4):1355-64.
24. Ngomo S, Leonard G, Mercier C. Influence of the amount of use on hand motor cortex representation: effects of immobilization and motor training. *Neuroscience*. 2012;220:208-14.
25. Madeleine P, Mathiassen SE, Arendt-Nielsen L. Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a

standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research*. 2008;185(4):689-98.

26. Madeleine P, Samani A, Binderup AT, Stensdotter A. Changes in the spatio-temporal organization of the trapezius muscle activity in response to eccentric contractions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2011;21(2):277-86.

27. Sun H, Blakely TM, Darvas F, Wander JD, Johnson LA, Su DK, et al. Sequential activation of premotor, primary somatosensory and primary motor areas in humans during cued finger movements. *Clinical Neurophysiology*. 2015;126(11):2150-61.

28. Ngomo S, Mercier C, Bouyer LJ, Savoie A, Roy J-S. Alterations in central motor representation increase over time in individuals with rotator cuff tendinopathy. *Clinical Neurophysiology*. 2015;126(2):365-71.

29. Baliki MN, Schnitzer TJ, Bauer WR, Apkarian AV. Brain morphological signatures for chronic pain. *PloS one*. 2011;6(10):e26010.

30. RERBAL S. Traitement Numerique Du Signal Physiologique En Telemedecine 2014.

31. Connac S. Apprendre avec les pédagogies coopératives: démarches et outils pour l'école: ESF Sciences Humaines; 2017.

32. da Silva FL, editor The genesis of EEG phenomena: hot topics of the last decade. 19th Biennial Conference; 2016.

33. Hauk O, Giraud A-L, Clarke A. Brain oscillations in language comprehension. *Language, Cognition and Neuroscience*. 2017;32(5):533-5.

34. da Silva FL. EEG and MEG: relevance to neuroscience. *Neuron*. 2013;80(5):1112-28.

35. Handayani N, Haryanto F, Khotimah SN, Arif I, Taruno WP. Coherence and phase synchrony analyses of EEG signals in Mild Cognitive Impairment (MCI): A study of functional brain connectivity. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*. 2018;24(1):1-9.

36. Campagne A, Vercueil L. Chapitre 1. Électroencéphalographie. *Electrophysiologie de la cognition: Dunod*; 2013. p. 17-55.

37. Ram SK, Molinas M, Kulia G. Experience designing a BCI for flying a drone based on the use of Empirical Mode Decomposition 2016.

38. Banzet S, Koulmann N, Bourdon L. Activité physique et hyperthermie. *Med Armées*. 2012.

39. Korb S, Delplanque S. Chapitre 8. Électromyographie (EMG). *Electrophysiologie de la cognition: Dunod*; 2013. p. 179-94.

40. Mercier M, Berrewaerts J, Jacques V, Moreau M-A. Vivre, lutter, aimer avec une maladie neuromusculaire: Presses universitaires de Namur; 2016.

41. Bai Y-W, Cheng C-Y, Lu C-K, Huang C-H, Chen Y-T, Lin Y-N, editors. Adjustable 60Hz noise reduction and ECG signal amplification of a remote electrocardiogram system. *Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2003 IMTC'03 Proceedings of the 20th IEEE; 2003: IEEE*.

42. David G, Woods V, Li G, Buckle P. The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Applied ergonomics*. 2008;39(1):57-69.
43. Husemann B, Von Mach CY, Borsotto D, Zepf KI, Scharnbacher J. Comparisons of musculoskeletal complaints and data entry between a sitting and a sit-stand workstation paradigm. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. 2009;51(3):310-20.
44. Spielholz P, Silverstein B, Morgan M, Checkoway H, Kaufman J. Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics*. 2001;44(6):588-613.
45. Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2000;10(2):79-91.
46. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2010;20(6):1023-35.
47. Freeman WJ, Holmes MD, Burke BC, Vanhatalo S. Spatial spectra of scalp EEG and EMG from awake humans. *Clinical Neurophysiology*. 2003;114(6):1053-68.
48. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*. 1999;8(2):13-54.
49. Li P, Meziane R, Otis MJ-D, Ezzaidi H, Cardou P, editors. A smart safety helmet using IMU and EEG sensors for worker fatigue detection. *Robotic and Sensors Environments (ROSE)*, 2014 IEEE International Symposium on; 2014: IEEE.
50. Pfurtscheller G, Da Silva FL. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical neurophysiology*. 1999;110(11):1842-57.
51. Pfurtscheller G, Aranibar A. Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Clinical Neurophysiology*. 1977;42(6):817-26.
52. Chang P, Arendt-Nielsen L, Chen AC. Differential cerebral responses to aversive auditory arousal versus muscle pain: specific EEG patterns are associated with human pain processing. *Experimental brain research*. 2002;147(3):387-93.
53. Neumann H, Mönkemüller K, Kandulski A, Malfertheiner P. Dyspepsia and IBS symptoms in patients with NERD, ERD and Barrett's esophagus. *Digestive Diseases*. 2008;26(3):243-7.
54. Yoshino A, Okamoto Y, Onoda K, Shishida K, Yoshimura S, Kunisato Y, et al. Sadness enhances the experience of pain and affects pain-evoked cortical activities: an MEG study. *The Journal of Pain*. 2012;13(7):628-35.
55. Engel AK, Fries P. Beta-band oscillations—signalling the status quo? *Current opinion in neurobiology*. 2010;20(2):156-65.
56. Tzagarakis C, Ince NF, Leuthold AC, Pellizzer G. Beta-band activity during motor planning reflects response uncertainty. *Journal of Neuroscience*. 2010;30(34):11270-7.

57. Ouanezar S. Contrôle moteur par le cervelet et interface Cerveau-Machine pour commander un doigt robotique: Télécom ParisTech; 2010.
58. Gersch W, Kitagawa G. Smoothness Priors in Time Series. STANFORD UNIV CA DEPT OF STATISTICS; 1987.
59. Aldroubi A, Unser M. Wavelets in medicine and biology: CRC press; 1996.
60. Tong S, Thakor NV. Quantitative EEG analysis methods and clinical applications: Artech House; 2009.
61. Boashash B. Time-frequency signal analysis and processing: a comprehensive reference: Academic Press; 2015.
62. Flandrin P. Time-frequency/time-scale analysis: Academic press; 1998.
63. Gonzalez Andino S, Grave de Peralta Menendez R, Thut G, Spinelli L, Blanke O, Michel C, et al. Measuring the complexity of time series: an application to neurophysiological signals. *Human brain mapping*. 2000;11(1):46-57.
64. Ryan DB. Improving brain-computer interface performance: Giving the P300 speller some color: East Tennessee State University; 2011.
65. Alan VO, Ronald WS, John R. Discrete-time signal processing. New Jersey, Printice Hall Inc. 1989.
66. Sanei S, Chambers JA. EEG signal processing: John Wiley & Sons; 2013.
67. Lemm S, Müller K-R, Curio G. A generalized framework for quantifying the dynamics of EEG event-related desynchronization. *PLoS computational biology*. 2009;5(8):e1000453.
68. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd. Hillsdale, NJ: erlbaum; 1988.
69. Graimann B, Huggins J, Levine S, Pfurtscheller G. Visualization of significant ERD/ERS patterns in multichannel EEG and ECoG data. *Clinical Neurophysiology*. 2002;113(1):43-7.
70. Neuper C, Wörtz M, Pfurtscheller G. ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation. *Progress in brain research*. 2006;159:211-22.
71. Yuan H, Liu T, Szarkowski R, Rios C, Ashe J, He B. Negative covariation between task-related responses in alpha/beta-band activity and BOLD in human sensorimotor cortex: an EEG and fMRI study of motor imagery and movements. *Neuroimage*. 2010;49(3):2596-606.
72. Kühn AA, Williams D, Kupsch A, Limousin P, Hariz M, Schneider GH, et al. Event-related beta desynchronization in human subthalamic nucleus correlates with motor performance. *Brain*. 2004;127(4):735-46.
73. St-Vincent M, Vézina N, Laberge M, Gonella M, Lévesque J, Petitjean-Roget T, et al. L'intervention ergonomique participative pour prévenir les TMS: ce qu'en dit la littérature francophone. Montréal: IRSST. 2010.
74. Laneyrie E. Mobilisation des acteurs dans une démarche de prévention des troubles

musculo-squelettiques et psycho-sociaux: un enjeu d'efficacité de l'intervention ergonomique: Le cas du secteur hospitalier: Université Grenoble Alpes; 2015.

75. Mackinnon SE, Novak CB. Repetitive strain in the workplace. *The Journal of hand surgery*. 1997;22(1):2-18.
76. Bigland-Ritchie B, Woods J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 1984;7(9):691-9.
77. Stagg C, Bestmann S, Constantinescu A, Moreno Moreno L, Allman C, Mekle R, et al. Relationship between physiological measures of excitability and levels of glutamate and GABA in the human motor cortex. *The Journal of physiology*. 2011;589(23):5845-55.
78. Zabielska-Mendyk E, Francuz P, Jaskiewicz M, Augustynowicz P. The Effects of Motor Expertise on Sensorimotor Rhythm Desynchronization during Execution and Imagery of Sequential Movements. *Neuroscience*. 2018;384:101-10.
79. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports medicine*. 2008;38(11):893-916.
80. Sjogaard G, Sogaard K. Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clinical orthopaedics and related research*. 1998;351:21-31.
81. Kumar S. Theories of musculoskeletal injury causation. *Ergonomics*. 2001;44(1):17-47.
82. Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of orthopaedic research*. 2008;26(12):1591-7.
83. Leff DR, Elwell CE, Orihuela-Espina F, Atallah L, Delpy DT, Darzi AW, et al. Changes in prefrontal cortical behaviour depend upon familiarity on a bimanual co-ordination task: an fNIRS study. *Neuroimage*. 2008;39(2):805-13.
84. Milton J, Solodkin A, Hluštík P, Small SL. The mind of expert motor performance is cool and focused. *Neuroimage*. 2007;35(2):804-13.
85. Kilavik BE, Zaepffel M, Brovelli A, MacKay WA, Riehle A. The ups and downs of beta oscillations in sensorimotor cortex. *Experimental neurology*. 2013;245:15-26.
86. Clark BC, Manini TM, Thé DJ, Doldo NA, Ploutz-Snyder LL. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *Journal of Applied Physiology*. 2003;94(6):2263-72.
87. Cabrera C. Analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez des nageurs de haut niveau en demi-fond: étude des variations électromyographiques et cinématiques sur un test dominant aérobie d'un nageur expert: Laboratoire M2S" Mouvement Sport Santé"[EA 1274], Équipe MuSt," Muscles Striés. Adaptation en conditions physiologiques et pathologiques", avenue Robert Schuman, 35170 Bruz; 2014.